



**Pedro Filipe dos  
Santos Carvalho da  
Silva**

**Utilização de sensores Bragg em fibra óptica para  
medir a transferência de carga em sistemas de  
implantes dentários**

*On the use of a optical fiber Bragg grating sensor to measure load transfer in dental  
implant systems*



**Pedro Filipe dos  
Santos Carvalho da  
Silva**

**Utilização de sensores Bragg em fibra óptica para  
medir a transferência de carga em sistemas de  
implantes dentários**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor José António de Oliveira Simões, Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



Apoio financeiro do POCI  
2010 através da bolsa de  
mestrado  
SFRH/BM/16511/2004



Programa Operacional Ciência e Inovação 2010

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

Dedico este trabalho aos meus pais.

**o júri**

presidente

Professor Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo  
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Professor Doutor José António de Oliveira Simões  
Professor Associado da Universidade de Aveiro (orientador)

Professor Doutor Nuno Ferreira Rilo  
Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra



## **agradecimentos**

Antes de mais quero deixar o meu agradecimento à Fundação para a Ciência e Tecnologia pelo financiamento concedido através da bolsa de mestrado SFRH/BM/16511/2004.

Ao meu orientador Professor Simões, pelo apoio, orientação e confiança depositada em mim.

Quero agradecer especialmente aos meus amigos que contribuíram mais directamente para este trabalho, pelo seu companheirismo e disponibilidade em ajudar sempre, quer tecnicamente, quer socialmente, em especial à Sara, ao Rui, ao Hugo e ao João Alex.

Quero também agradecer aos meus colegas da Universidade de Aveiro e a todos os funcionários pelo apoio, companheirismo e disponibilidade em ajudar nomeadamente ao Talaia, ao Festas e à Lidia.

Aos colegas que fui encontrar no Departamento de Física, principalmente ao Marcelo e à Ilda, por toda a força de vontade e dedicação que demonstraram de forma a conseguirmos implementar os sensores de fibra óptica neste trabalho, o que sem eles não teria sido possível.

Um especial agradecimento também ao Professor Nelson Martins que me deu a força necessária quando mais precisava, que acreditou em mim, e que me deu uma oportunidade de encontrar aquele que certamente será o meu futuro caminho científico.

Um especial agradecimento também aos meus pais por todos os motivos que se podem imaginar, mas principalmente, daí estarem aqui referenciados, pelas revisões “leigas” que fizeram ao documento.

Por último, e não menos importante, o meu sincero e grande agradecimento a todos os amigos que de uma forma mais indirecta mas não menos importante me ajudaram ao longo deste tempo.

## **palavras-chave**

Implante dentário, transferência de carga, deformação, redes bragg, sensor fibra óptica

## **resumo**

Um implante dentário tem como principal objectivo restaurar a funcionalidade perdida pela ausência do dente. Os implantes actualmente comercializados apresentam problemas relativamente à sua fixação parte devido à sua elevada rigidez estrutural, normalmente são feitos em titânio. A elevada rigidez do implante provoca fenómenos biológicos na vizinha do implante, conduzindo normalmente à sua laxação e perda de tecido ósseo esponjoso. O presente trabalho de mestrado visa estudar a aplicabilidade das fibras ópticas para determinar o campo de deformações no interior de osso esponjoso em torno de um implante para desta forma obter informação útil para a concepção e desenvolvimento de um novo sistema de implante dentário. Pretende-se que o novo implante possa replicar o efeito mecânico do ligamento periodontal para minimizar os desvios entre os campos de deformações provocados pelo dente natural e por diferentes sistemas de implantes. Se tal for conseguido, os efeitos biológicos devido à presença do hospedeiro serão potencialmente menores que no caso convencional.

O trabalho desenvolvido consistiu na concepção de um dispositivo experimental para determinar o estado de deformação dentro de tecido ósseo esponjoso. Para o efeito, três macro-modelos de implantes dentários foram desenvolvidos com diferentes estratégias de projecto. Para além destes, foram fabricados cubos de osso esponjoso, retirados de cabeças de fémures de bovinos, onde foram implantados os implantes. No interior dos cubos de osso foi colocada uma rede de fibras ópticas com sensores de Bragg dispostos radialmente ao implante. Os implantes foram sujeitos a cargas de oclusão dinâmicas. Paralelamente à análise experimental, foi também efectuado um estudo comparativo pelo método dos elementos finitos. Os sistemas de implantes que provocarem menores e mais uniformes deformações serão potencialmente mais adequados ao estudo do conceito de osteopercepção e mais adequados à promoção da osteointegração.

**keywords**

Dental implant, load transfer, strain, fiber bragg grating, optical fiber sensor

**abstract**

A dental implant has as main objective restore the lost functionality for the absence of the tooth. The implants currently commercialized present problems relatively to the fixation, due to its high structural stiffness, normally are made in titanium. The high stiffness of the implantation provokes biological behaviours in the neighbour of the implantation, leading normally to its recess and loss of cancellous bone tissue. The present master work study the applicability of Fiber Bragg Grating (FBG) sensors to determine the strain field in the interior of cancellous bone around an implant, try to get useful information for the conception and development of a new system of dental implant. One intends of the new implant is to reply mechanical effect of the periodontal ligament to minimize the deviations in strain fields caused by the natural tooth and different systems of implants. If such will be obtained, the biological effect due to presence of the host will be potentially lesser than in the conventional case. The developed work consisted of the conception of an experimental device to determine the strain fields inside the cancellous bone. For the effect, three macro-models of dental implants had been developed with different strategies. For beyond these, cubes of cancellous bone had been manufactured, removed of heads of femural bones of bovines, where the implants were implanted. In the interior of the bone cubes an optical fibre was placed with FBG radially placed. The implants had been loaded with dynamic occlusion loads. Parallel to experimental analysis, also was done a comparative Finit Element Analysis (FEA). The systems of implants that provoke minors and more uniforms strain field, potentially will be more adjusted to the study of the concept of osseoperception and more adjusted to the promotion of the Osseointegration

# Conteúdos

<b>1. Introdução .....</b>	<b>1</b>
1.1 Considerações preliminares .....	1
1.2 Objectivos .....	3
1.3 Estrutura da dissertação .....	4
<b>2. Revisão bibliográfica.....</b>	<b>5</b>
2.1 Anatomia da mandíbula .....	5
2.2 Tipos de implantes dentários.....	19
2.3 Utilização de materiais de diferente rigidez em implantes .....	22
<b>3. Sensores de redes de Bragg em fibra óptica .....</b>	<b>25</b>
3.1 Propriedades das redes de Bragg .....	25
3.2 Comprimento de onda de Bragg .....	26
3.3 Sensibilidade das redes de Bragg com a deformação e temperatura.....	28
3.4 Gravação de redes de Bragg .....	29
3.5 Sistema de monitorização com redes de Bragg .....	32
<b>4. Materiais e métodos.....</b>	<b>37</b>
4.1 A definição do novo sistema de implante.....	37
4.2 Fabrico do novo sistema de implante .....	40
4.3 Preparação dos blocos para inserção dos implantes.....	50
4.4 Dispositivos de ensaio .....	53
4.5 Fixação dos sensores .....	57
4.6 Metodologia dos ensaios.....	58
4.7 Estudo numérico .....	67
<b>5. Resultados.....</b>	<b>71</b>
5.1 Ensaio estáticos .....	71
5.2 Ensaio dinâmicos.....	78
5.3 Estudo Numérico.....	88
5.4 Comparação Experimental / Numérico .....	93
<b>6. Conclusões e propostas para trabalho futuro .....</b>	<b>95</b>
6.1 Conclusões.....	95
6.2 Propostas para trabalho futuro .....	97



# Lista de figuras

<b>Figura 2.1:</b> Vista frontal do crânio. Os ossos do crânio estão representados por cores [3] .....	6
<b>Figura 2.2:</b> Vista lateral do crânio. Os ossos do crânio estão representados por cores [3] .....	6
<b>Figura 2.3:</b> Mandíbula em vista frontal esquerda.[3].....	7
<b>Figura 2.4:</b> Mandíbula em vista frontal superior.[3] .....	7
<b>Figura 2.5:</b> Articulação temporo-maxilar em vista medial.[3] .....	8
<b>Figura 2.6:</b> Articulação temporo-maxilar cadavérica, vista crânio-medial.[3].....	9
<b>Figura 2.7:</b> Movimentos do mecanismo de mastigação <b>(a)</b> Movimento da mandíbula durante a abertura da boca <b>(b)</b> Movimento de trituração da mandíbula inferior – movimento lateral em vista direita – O condilo activo (esquerdo) roda em torno do eixo vertical. O condilo de balanço efectua um movimento de translação para baixo e para a frente <b>(c)</b> Movimento de trituração da mandíbula inferior – movimento lateral em vista superior – A cabeça mandibular da metade esquerda que efectua a acção, faz uma rotação e um ligeiro movimento lateral no movimento de trituração (movimento de Bennet). O ângulo é definido como o ângulo de Bennet. [3] [13] .....	9
<b>Figura 2.8:</b> Ângulos do mecanismo de mastigação.[3] .....	10
<b>Figura 2.9:</b> Vista lateral do crânio com os pontos de origem e inserção dos músculos representados a cor. ....	11
<b>Figura 2.10:</b> Vista lateral da mandíbula com os pontos de origem e inserção dos músculos representados a cor. ....	11
<b>Figura 2.11:</b> Mandíbula cadavérica em vista lateral. O músculo foi seccionado por camadas, de forma a ser possível ver as duas porções do masseter. [3] .....	12
<b>Figura 2.12:</b> Corte frontal cadavérico da articulação temporo-maxilar e seus músculos.[3].....	13
<b>Figura 2.13:</b> (a) Corte horizontal dos alvéolos de uma mandíbula (b) Alvéolo do segundo molar (esquerda) e do primeiro molar da metade direita da mandíbula em vista de cima [3]. ....	14

<b>Figura 2.14:</b> Corte longitudinal de um dente [3].....	15
<b>Figura 2.15:</b> Osso cortical/Osso trabecular <b>(a)</b> Vista do corpo da mandíbula em corte <b>(b)</b> Vista da cabeça do ramo mandibular em corte [3].....	16
<b>Figura 2.16:</b> Vários tipos de implantes endósseos a) Implante de barra b) Implante de placa c) Implante de parafuso [7][9].....	20
<b>Figura 2.17:</b> Imagem radiográfica de um implante em barra, colocado na mandíbula [7].....	20
<b>Figura 2.18:</b> Algumas geometrias existentes para implantes dentários em forma de raiz [10] .....	21
<b>Figura 3.1:</b> Representação da rede de Bragg e espectros associados [39].....	27
<b>Figura 3.2:</b> Esquema da montagem utilizada para gravação de redes de Bragg pelo método interferométrico com máscara de fase, técnica existente no departamento de física da Universidade de Aveiro, onde foram gravadas as redes para o desenvolvimento deste trabalho [10]. .....	31
<b>Figura 3.3:</b> Diagrama em blocos do CVB, composto por fonte Óptica (ASE) controlada pela interface GPIB, circulador óptico, FBGs (1,2,3,4 e 5) gravadas em um mesmo cabo, acoplador óptico 90/10, filtro sintonizável Fabry-Perot (FP), sistema de amplificação electrónica do sinal fotodectado e interface electrónica de ligação com o computador.....	33
<b>Figura 3.4:</b> Determinação da luz aplicada ao foto-dector do canal sensor pela convolução do espectro de reflexão da FBG com uma função de filtragem do filtro fixo.....	34
<b>Figura 3.5:</b> Exemplo de curva de calibração obtida para uma FBG. O coeficiente angular da reta é de - 50V/nm.....	35
<b>Figura 4.1:</b> Sistema de Implante completo Branemark, modelo standard da NobelBiocare (modelo em SW2005).....	38
<b>Figura 4.2:</b> Macro-Implante Branemark (a) modelo standard em aço inoxidável da NobelBiocare (b) modelo 3D (SW2005) .....	39
<b>Figura 4.3:</b> Conceito do Macro-Implante bi-material, casquilho em aço e revestimento polimérico. ....	40

<b>Figura 4.4:</b> Estudo do sistema de alimentação e respiro do protótipo de macro-implante, a azul está representado o sistema de respiro, a amarelo o sistema de alimentação com macho incorporado a vermelho.....	43
<b>Figura 4.5: (a)</b> Sistema de alimentação, respiro, macho e plano de apartação (visível a linha preta) <b>(b)</b> detalhe de (a) .....	43
<b>Figura 4.6: (a)</b> Caixa de molde com o modelo inserido na posição final <b>(b)</b> preparação do silicone <b>(c)</b> vazamento do silicone na caixa de molde <b>(d)</b> molde depois de curado .....	46
<b>Figura 4.7: (a)</b> Caixa de molde aberta e acessórios retirados <b>(b)</b> molde em “backlight” visível o plano de apartação na fase de corte, macho, cavidade e canais de alimentação e respiro <b>(c)</b> molde aberto .....	46
<b>Figura 4.8: (a)</b> Preparação da resina <b>(b)</b> vazamento da resina na câmara de vácuo <b>(c)</b> sistema de alimentação da resina para o molde na câmara de vácuo <b>(d)</b> modelo com canais de alimentação e respiros <b>(e)</b> 3 modelos finais prontos para os ensaios .....	49
<b>Figura 4.9:</b> Pormenor do implante misto (inserto metálico com revestimento polimérico).....	49
<b>Figura 4.10: (a)</b> Modelo do posicionador <b>(b)</b> posicionador, caixa e machos .....	51
<b>Figura 4.11:</b> Bloco de silicone finalizado .....	51
<b>Figura 4.12: (a)</b> Cabeço de fémur de boi <b>(b)</b> Corte dos blocos de osso <b>(c)</b> Diveros blocos cortados <b>(d)</b> Processo de furação dos blocos.....	52
<b>Figura 4.13: (a)</b> Bloco de Poliuretano Expandido <b>(b)</b> Bloco de Polioli.....	53
<b>Figura 4.14:</b> Diagrama de corpo livre do sistema de fixação do bloco de osso ....	54
<b>Figura 4.15:</b> Esquema do sistema de fixação e respectivos movimentos .....	54
<b>Figura 4.16: (a)</b> etapa do fabrico do sistema de fixação <b>(b)</b> teste do sistema com um bloco de osso .....	55
<b>Figura 4.17: (a)</b> estudo do sistema de guiamento <b>(b)</b> etapa do fabrico <b>(c)</b> carga dinâmica .....	56
<b>Figura 4.18:</b> Dispositivo de ensaio completo.....	56
<b>Figura 4.20:</b> Esquema em corte da localização da fibra no sistema bloco/implante .....	59



<b>Figura 4.21:</b> Rosca aberta no bloco de osso com o macro-implante.....	60
<b>Figura 4.22:</b> (a) Sistema completo para realização dos ensaios estáticos com bloco de silicone e implante de aço inserido (b) Fonte óptica regulável e sistema de leitura do espectro do comprimento de onda (OSA) .....	62
<b>Figura 4.23:</b> Metodologia resumida do ensaio dinâmico .....	63
<b>Figura 4.24:</b> (a) ensaio dinâmico (b) pormenor da fixação da fibra ao dispositivo de fixação do bloco com implante (c) aperto de implante entre ensaios .....	64
<b>Figura 4.25:</b> Estrutura de rotinas realizadas no Matlab .....	65
<b>Figura 4.26:</b> (a) Hardware do ensaio dinâmico – visível o ajuste do filtro óptico para selecção da rede a medir (b) visível dispositivo de controlo do inicio da gravação e da mudança de ficheiro de dados (c) GUI do sistema de ensaio dinâmico.....	65
<b>Figura 4.27:</b> Modelo simplificado utilizado no estudo numérico.....	67
<b>Figura 4.28:</b> Principio do GID.....	68
<b>Figura 5.1:</b> Posição da rede de Bragg no ensaio estático de linearidade com bloco de Silicone. ....	71
<b>Figura 5.2:</b> Deformação ao longo da carga estática para implante de aço inserido num bloco de silicone – verificação da linearidade .....	72
<b>Figura 5.3:</b> Posição da rede de Bragg no ensaio estático para verificação da gama de funcionamento do sistema dinâmico. ....	73
<b>Figura 5.4:</b> Deformação ao longo da carga estática para implante de aço inserido num bloco de silicone – verificação da linearidade .....	73
<b>Figura 5.5:</b> Posição das redes de Bragg no ensaio estático do implante de aço antes e após os correspondentes ensaios dinâmicos .....	74
<b>Figura 5.6:</b> Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente. ....	74
<b>Figura 5.7:</b> Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente. ....	75
<b>Figura 5.8:</b> Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente. ....	75

<b>Figura 5.9:</b> Deformação em função da carga aplicada para cada FBG (Antes do ensaio dinâmico). Os símbolos representam os resultados experimentais para cada rede. ....	76
<b>Figura 5.10:</b> a) Sensibilidade da deformação em função da carga b) Comparação das deformações máximas para uma carga de 50 N nas diferentes redes, antes, depois e o seu valor médio.....	76
<b>Figura 5.11:</b> Variação da deformação ao longo do bloco para uma carga de 50 N .....	77
<b>Figura 5.12:</b> Variação da deformação após impacto em implante misto inserido num bloco de silicone para diferentes alturas de lançamento .....	79
<b>Figura 5.13:</b> Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para as diferentes alturas de lançamento .....	79
<b>Figura 5.14:</b> Posição das redes de Bragg no ensaio dinâmico dos diferentes implantes inseridos em osso .....	80
<b>Figura 5.15:</b> Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para uma altura de lançamento de 200 mm com disco de borracha – massa de 170 g – rede 15mm e rede 35mm .....	81
<b>Figura 5.16:</b> Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para uma altura de lançamento de 100 mm com disco de borracha – massa de 170 g – rede 15mm e rede 35mm .....	81
<b>Figura 5.17:</b> Posição das redes de Bragg no ensaio dinâmico final. ....	82
<b>Figura 5.18:</b> Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 5 mm.....	83
<b>Figura 5.19:</b> Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 15 mm.....	83
<b>Figura 5.20:</b> Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 25 mm.....	83
<b>Figura 5.21:</b> Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 35 mm.....	84
<b>Figura 5.22:</b> Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 45 mm.....	84

<b>Figura 5.23:</b> Variação da deformação para o implante Misto nas 5 FBG.....	85
<b>Figura 5.24:</b> Variação da deformação para o implante de Plástico nas 5 FBG ...	85
<b>Figura 5.25:</b> Variação da deformação para o implante de aço nas 5 FBG.....	86
<b>Figura 5.26:</b> Comparação das deformações máximas dos diferentes implantes para cada FBG.....	86
<b>Figura 5.27:</b> Malha de elementos finitos criada .....	88
<b>Figura 5.28:</b> Definição das configurações simuladas (com os diferentes materiais do implante) .....	89
<b>Figura 5.29:</b> Definição das configurações simuladas (com os diferentes materiais do implante) .....	89
<b>Figura 5.30:</b> Campo de deformações para carga de 50 N em implante de aço inserido em bloco de osso.....	90
<b>Figura 5.31:</b> Campo de deformações para carga de 50 N em implante misto inserido em bloco de osso.....	90
<b>Figura 5.32:</b> Campo de deformações para carga de 50 N em implante plástico inserido em bloco de osso. <b>a)</b> Implante escondido <b>b)</b> Implante visível.....	91
<b>Figura 5.33:</b> Comparação da deformação máxima da análise numérica para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante.....	91
<b>Figura 5.34:</b> Comparação da deformação máxima da análise numérica com a análise experimental, ensaios estáticos, para o implante misto nos 5 pontos da análise experimental .....	93

# Lista de tabelas

<b>Tabela 2.1:</b> Quadro de propriedades mecânicas de ossos [5] .....	18
<b>Tabela 2.2:</b> Resumo de propriedades do osso utilizados ao longo do trabalho. Falta definir fonte dos dados, tirar da tese. ....	19
<b>Tabela 4.1:</b> Comparação de diferentes técnicas de fabrico de protótipos .....	40
<b>Tabela 4.2:</b> Propriedades mecânicas do polímero utilizado. ....	41
<b>Tabela 4.3:</b> Tabela resumo dos tubos guiamento e das cargas preparadas.....	55
<b>Tabela 4.4:</b> Designações e materiais dos macro-implantes.....	59
<b>Tabela 4.5:</b> Massa das cargas estáticas aplicadas .....	61
<b>Tabela 4.6:</b> Tabela resumo dos ensaios estáticos realizados .....	61
<b>Tabela 4.7:</b> Tabela resumo dos ensaios dinâmicos realizados .....	66
<b>Tabela 4.8:</b> Tabela resumo de propriedades mecânicas utilizadas no ensaio numérico.....	67
<b>Tabela 5.1:</b> Tabela resuma das deformações antes e após o ensaio dinâmico.....	77
<b>Tabela 5.2:</b> Deformações máximas e desvio padrão da análise dinâmica experimental, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante .....	87
<b>Tabela 5.3:</b> Características gerais da malha criada.....	88
<b>Tabela 5.4:</b> Deformações máximas e desvio padrão entre as mesmas da análise numérica, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante .....	92
<b>Tabela 5.5:</b> Deformações máximas e desvio padrão entre as mesmas da análise numérica, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante .....	93



# Capítulo 1

## 1.Introdução

### 1.1 Considerações preliminares

Ao conjunto da maxila, da mandíbula, das articulações temporo-maxilares, dos músculos e ligamentos que lhes estão associados, bem como os dentes, dá-se o nome de aparelho estomatológico.

Este é responsável, do ponto de vista funcional, por fenómenos como por exemplo a mastigação, a fala, a deglutição e a respiração. Enquanto a respiração e a deglutição são funções inatas e inalteráveis ao longa da vida de uma pessoa, a mastigação e a fala já podem sofrer alterações, daí que sempre que seja feita uma reabilitação oral é essencial que se preserve a funcionalidade da mesma.

A capacidade que um implante dentário tem para substituir um dente natural reside no facto de este ser capaz, tanto do ponto de vista biológico como mecânico, de restabelecer as funções fisiológicas. Os dentes desempenham um papel importante, não só ao nível do aparelho mastigatório como também ao nível da fonética e estética. Do ponto de vista biomecânico, esta função consiste em transferir as forças de oclusão, primeiro através da camada mais externa da coroa dentária, designada por esmalte, até ao cémentum na raiz do dente. Os dentes estão fixos ao tecido ósseo alveolar por meio de um tecido fibrovascular, designado por ligamento periodontal (PDL). Todos os processos fisiológicos, tais como, inflamação, reabsorção e remodelação óssea, processam-se para que se mantenha a homeostase, definida como sendo a manutenção de um meio interno constante em resposta a qualquer alteração do meio externo. É o ligamento periodontal que promove, para além da fixação dos dentes ao osso alveolar, o local onde se processam os mecanismos biológicos de remodelação óssea. A concepção de um implante dentário que possa replicar o funcionamento mecânico do ligamento periodontal é hoje assunto de estudos complexos. A forma como o implante transfere as cargas de oclusão para o tecido ósseo circundante, nomeadamente para o osso esponjoso, permite correlacionar as suas características material e geométrica com o estado de tensão-deformação que induz. Um implante que possa induzir deformações de nível fisiológico, evitando fenómenos indesejáveis de reabsorção óssea, e que possa ter capacidade osteoperceptiva é certamente um avanço importante no estado da arte. Não existem no mercado implantes com estas características. Contudo, é primeiro

necessário determinar os níveis de deformação fisiológica dentro do osso esponjoso para desenvolver o implante com base nesta informação.

Uma das novas aplicações das redes Bragg em fibra óptica (FBG) como elemento sensor é a sua utilização em estruturas inteligentes baseadas em materiais compósitos para medição de extensões unidireccionais (direcção da fibra óptica). A rede Bragg consiste numa modulação periódica do índice refractivo do núcleo na fibra óptica. Se iluminarmos um sensor FBG com uma luz de espectro largo, as suas propriedades refractivas promovem a reflexão de uma banda estreita de comprimentos de onda. O comprimento de onda de ressonância do sensor Bragg varia segundo as alterações de deformação na fibra, permitindo desta forma aceder aos níveis de deformação onde se localiza a fibra. Deste modo, esta técnica, hoje largamente aplicada na análise de problemas diversos da Engenharia convencional, e emergente na Biomecânica, apresenta-se como adequada ao estudo em causa.

O trabalho proposto tem como objectivo a utilização de fibras ópticas com sensores de Bragg para determinar o campo de deformações na vizinhança de um implante dentário e desta forma fornecer indicações para o projecto de um novo sistema de implante dentário que inclua efeito mecânico semelhante ao ligamento periodontal.

## 1.2 Objectivos

O trabalho desenvolvido consistiu na concepção de um dispositivo experimental para determinar o estado de deformação dentro de tecido ósseo esponjoso utilizando sensores FBG, cujos objectivos foram determinar o estado de deformação para os sistemas de implantes desenvolvidos, assim como desenvolver a técnica da utilização de FBG em biomecânica. Para o efeito, 3 macro modelos de implantes dentários foram desenvolvidos, com diferentes estratégias de projecto, nomeadamente um convencional, em aço, outro totalmente polimérico e um terceiro polimérico com um inserto metálico. Foram também fabricados cubos de osso esponjoso, retirados de cabeças de fémur de bovinos, onde foram implantados os implantes. No interior dos cubos de osso foram colocadas redes de fibras ópticas com sensores de Bragg dispostos radialmente ao implante. Os implantes foram sujeitos a cargas de oclusão dinâmicas, os níveis de deformação de forma a poder determinar qual o sistema de implante que apresenta uma variação da deformação mais uniforme. Estes são potencialmente mais adequados ao estudo do conceito de osteopercepção e mais adequados à promoção da osteointegração. Também foi analisado numericamente o campo de deformações provocado por uma carga estática nos implantes inseridos num bloco de osso, de forma verificar as diferenças na transmissão da carga para os 3 tipos de implantes desenvolvidos. Este estudo foi baseado na Análise de Elementos Finitos, recorrendo para tal a um software de mecânica computacional.



### 1.3 Estrutura da dissertação

A presente dissertação está dividida em 6 capítulos.

O Capítulo 1 constitui a Introdução da dissertação. Depois de algumas considerações preliminares, são nele discutidos o âmbito do trabalho, de modo a enquadrar e justificar o trabalho, bem como os respectivos objectivos.

No Capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica, passando pela anatomia da mandíbula, tipos de implantes dentários e uma revisão sobre o estado da arte na utilização de materiais de diferente rigidez em implantes.

O Capítulo 3 começa por caracterizar as propriedades das redes de Bragg, incluindo o essencial da revisão bibliográfica relativa a este assunto, passando depois para a descrição do sistema de monitorização de deformações utilizado neste trabalho.

O Capítulo 4, materiais e métodos, trata da descrição de todos os métodos seguidos ao longo da realização dos ensaios experimentais e numéricos. Passa pela descrição da definição do novo sistema de implante, as etapas de fabrico do protótipo, a preparação dos blocos de osso, o dispositivo de ensaio, assim como a descrição da metodologia de ensaio seguida.

No Capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados experimentais e numéricos.

No Capítulo 6 são apresentadas e discutidas as principais conclusões globais decorrentes do trabalho. São ainda discutidas algumas sugestões para trabalho futuro.

## Capítulo 2

### 2.Revisão bibliográfica

No contexto deste trabalho foi considerado como base de estudo para definição dos métodos de experimentação, o comportamento da mandíbula/osso ao nível mecânico e material, sendo estas considerações explicitadas ao longo deste capítulo de revisão bibliográfica

Assim optou-se por dividir a revisão bibliográfica em 4 tópicos: 1 – Anatomia da mandíbula; 2 – Implantes dentários; 3 – Utilização de materiais de diferente rigidez em implantes

#### 2.1 Anatomia da mandíbula

A cabeça óssea é constituída pelos ossos do crânio e pelos ossos da face. O crânio é constituído por oito ossos, sendo dois pares e quatro ímpares.

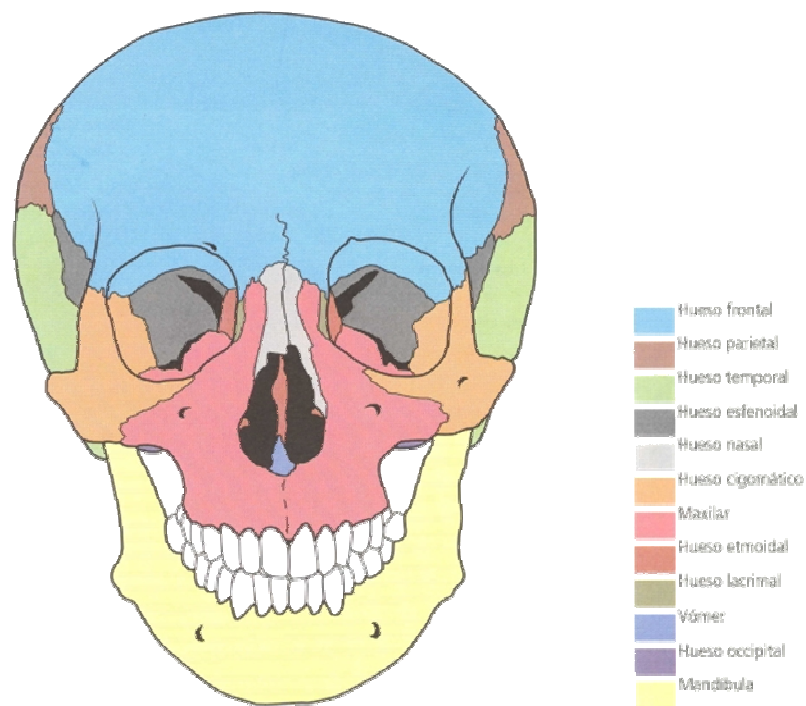
Os quatro ossos ímpares são o frontal, o etmóide, o esfenóide e o occipital. Os dois ossos pares são o parietal e o temporal. Entre os ossos do crânio encontram-se ainda pequenos ossos supranumerários, os ossos wormianos.

A face óssea é constituída por catorze ossos, sendo dois ímpares e seis pares. Os seis ossos pares são: o maxilar superior ou maxila; o osso malar; o osso lacrimal; o osso nasal; o corneto inferior; e o osso palatino. Os dois ossos ímpares são: o vómer e o maxilar inferior ou mandíbula.[4]

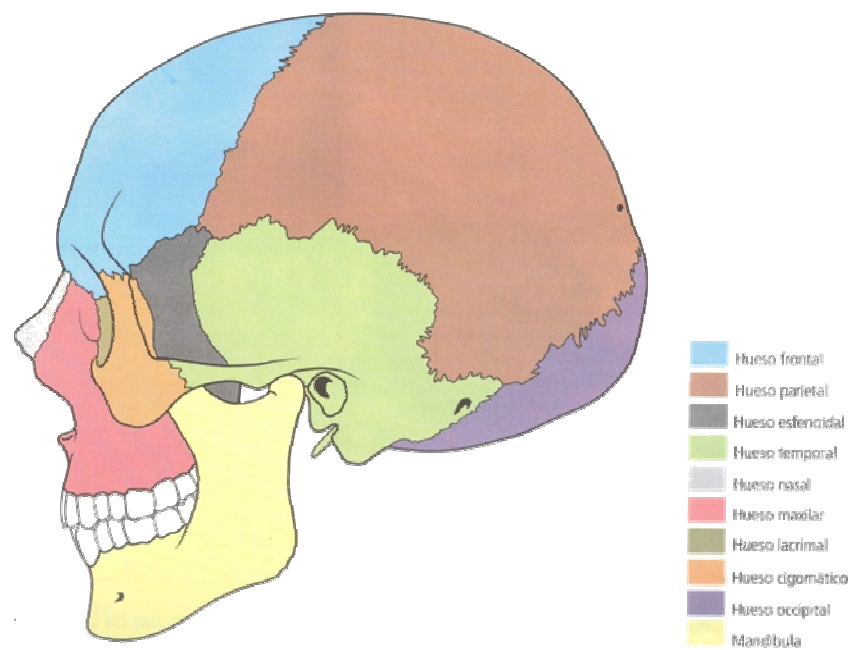
A mandíbula, o maior, mais forte e mais inferior osso da face, é ímpar e mediano, possui um **corpo** curvado horizontalmente, convexo para a frente, e dois amplos **ramos**, que sobem posteriormente. [1]

A mandíbula através dos seus movimentos, é responsável pelos diversos fenómenos relacionados com a oclusão, tais como a mastigação, fala, respiração.

A orientação da mandíbula pode ser descrita como: o bordo alveolar é superior e a concavidade do osso é posterior. Dá-se ao osso uma ligeira inclinação para baixo e para diante. Relativamente às conexões, o maxilar inferior articula-se com os dois ossos temporais.[4]



**Figura 2.1:** Vista frontal do crânio. Os ossos do crânio estão representados por cores [3]

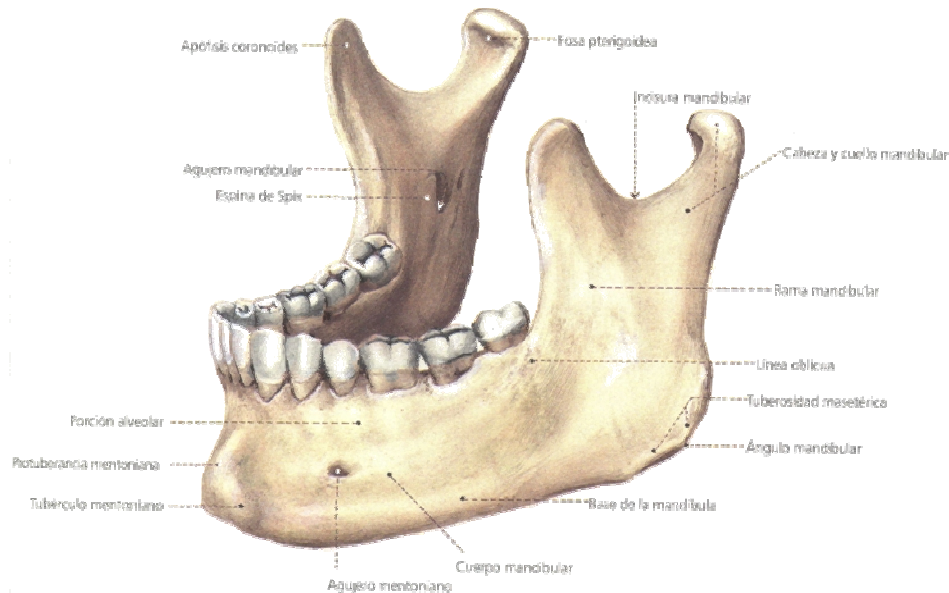


**Figura 2.2:** Vista lateral do crânio. Os ossos do crânio estão representados por cores [3]

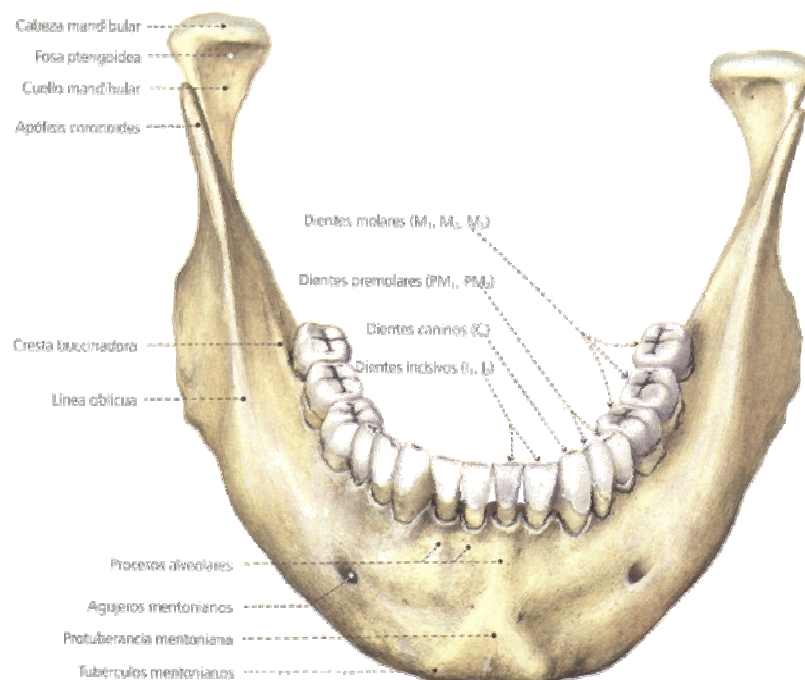
O corpo da mandíbula, mais ou menos em forma de U, tem faces externa e interna, separadas pelas bordas superior e inferior.

O ramo da mandíbula é quadrilátero, com duas faces, quatro bordas e dois processos.

A ligação entre o bordo inferior do corpo da mandíbula e o bordo posterior do ramo define o ângulo da mandíbula.[1]



**Figura 2.3:** Mandíbula em vista frontal esquerda.[3]



**Figura 2.4:** Mandíbula em vista frontal superior.[3]

A mandíbula, nomeadamente os seus ramos fornecem inserções para os músculos de mastigação.

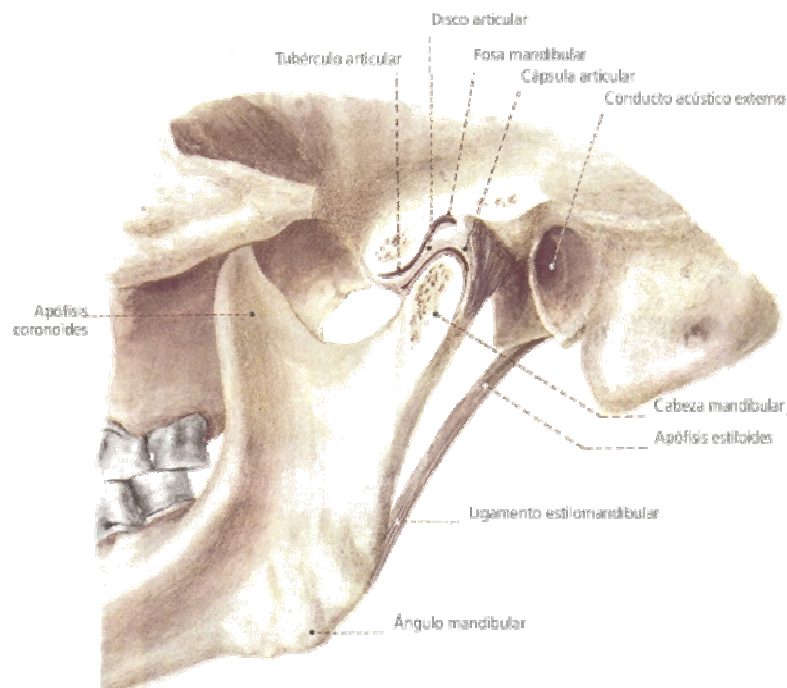
### 2.1.1 Oclusão e movimentos mastigatórios

Nas funções desempenhadas pelo aparelho estomatológico, intervêm os ossos da face, as articulações têmporo-maxilares, os músculos da face e os dentes. O estudo do fenómeno da mastigação está relacionado com os movimentos mandibulares, que por sua vez se reflecte na forma de contacto entre os dentes. Estas relações são por si mesmo um exemplo de um estudo biomecânico.

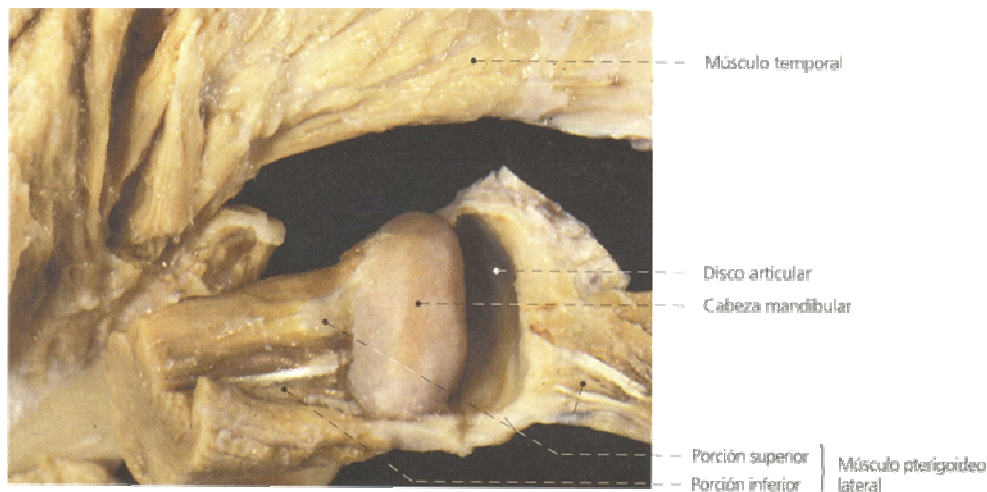
Estes movimentos quando são perfeitamente equilibrados, levam a que o contacto entre os dentes (inferiores e superiores) também seja equilibrado, levando assim a uma correcta transferência de carga do dente para o osso circundante.

A articulação têmporo-maxilar estabelece-se entre superfícies articulares que pertencem ao maxilar inferior (mandíbula) e ao temporal.[4]

Cada articulação envolve o tubérculo articular do osso temporal e a parte anterior da fossa mandibular, acima, e o côndilo da mandíbula, abaixo. As faces articulares são cobertas por fibrocartilagem branca na qual as fibras colágenas predominam e as células de cartilagem são poucas. Um disco articular divide a articulação em partes superior e inferior. (Por vezes o disco é perfurado) Muitas vezes descritas como “condilares”, elas são preferencialmente denominadas de elipsóides, articulações direita e esquerda formam uma articulação bicondilar.[1]



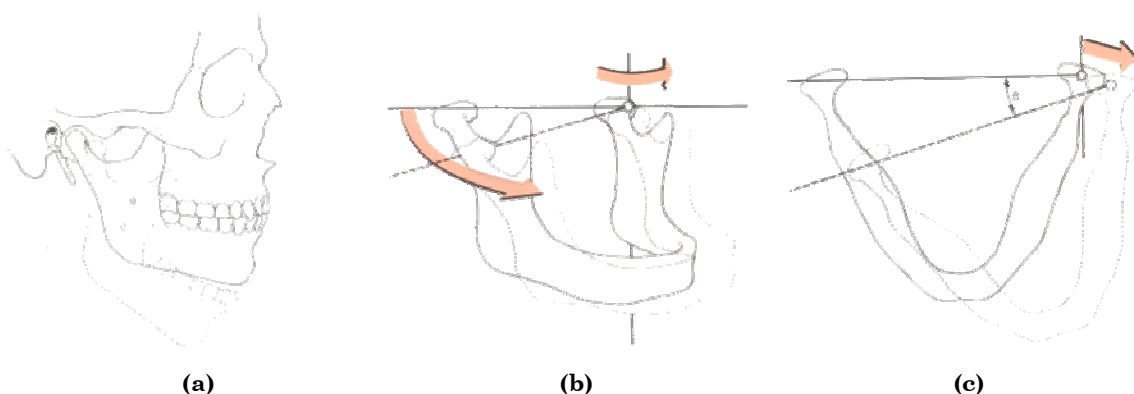
**Figura 2.5:** Articulação temporo-maxilar em vista medial.[3]



**Figura 2.6:** Articulção temporo-maxilar cadavérica, vista crânio-medial.[3]

A articulação temporo-maxilar pode executar três tipos de movimentos, ver Figura 2.7:

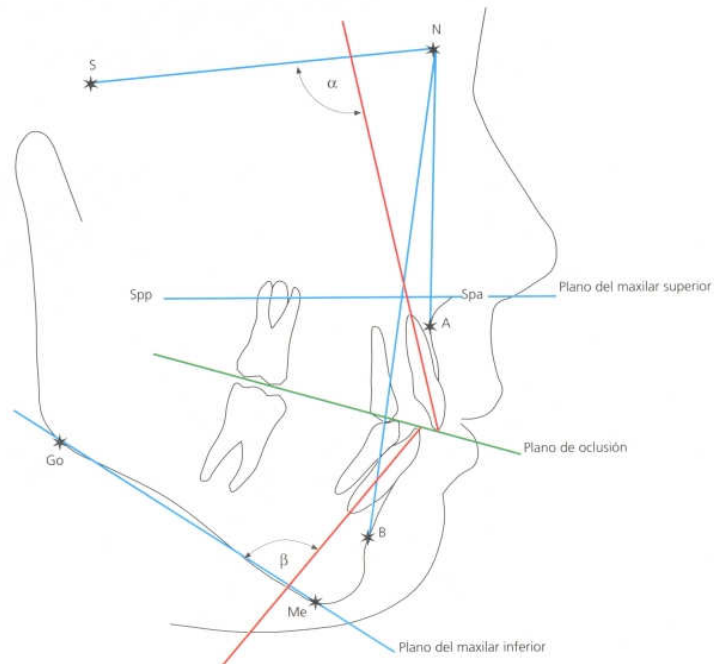
- *Movimentos de abaixamento e de elevação*, que se efectuam em torno de um eixo transversal, que passa um pouco acima do orifício do canal dentário inferior, são os movimentos mais pronunciados.
- *Movimentos de projecção para diante ou propulsão* e de projecção para trás ou retropulsão, são executados segundo um plano sagital e muito limitados no homem. Nos movimentos de projecção para diante, o maxilar dirige-se para a frente e no de projecção para trás, dirige-se para trás.
- *Movimentos de lateralidade ou didução*, em que a mandíbula se desloca alternadamente para a direita e para a esquerda.



**Figura 2.7:** Movimentos do mecanismo de mastigação **(a)** Movimento da mandíbula durante a abertura da boca **(b)** Movimento de trituração da mandíbula inferior – movimento lateral em vista direita – O condilo activo (esquerdo) roda em torno do eixo vertical. O condilo de balanço efectua um movimento de translação para baixo e para a frente **(c)** Movimento de trituração da mandíbula inferior – movimento lateral em vista superior – A cabeça mandibular da metade esquerda que efectua a acção, faz uma rotação e um ligeiro movimento lateral no movimento de trituração (movimento de Bennet). O ângulo é definido como o ângulo de Bennet. [3] [13]

A articulação têmporo-maxilar e a geometria da mandíbula são responsáveis pelo ângulo de oclusão, logo são responsáveis pela orientação das forças em causa.

Apesar de existir um pequeno ângulo entre a força e o plano normal, a maior componente da mesma é na direcção normal à mandíbula, conforme pode ser visto na Figura 2.8.



**Figura 2.8:** Ângulos do mecanismo de mastigação.[3]

### 2.1.2 Músculos da Mastigação

Os músculos variam muito de tamanho, forma, arquitectura fascicular e forma de inserção; cada um é adaptado para fornecer uma amplitude, direcção, velocidade e força de contracção apropriadas às necessidades habituais nas articulações sobre as quais eles actuam.

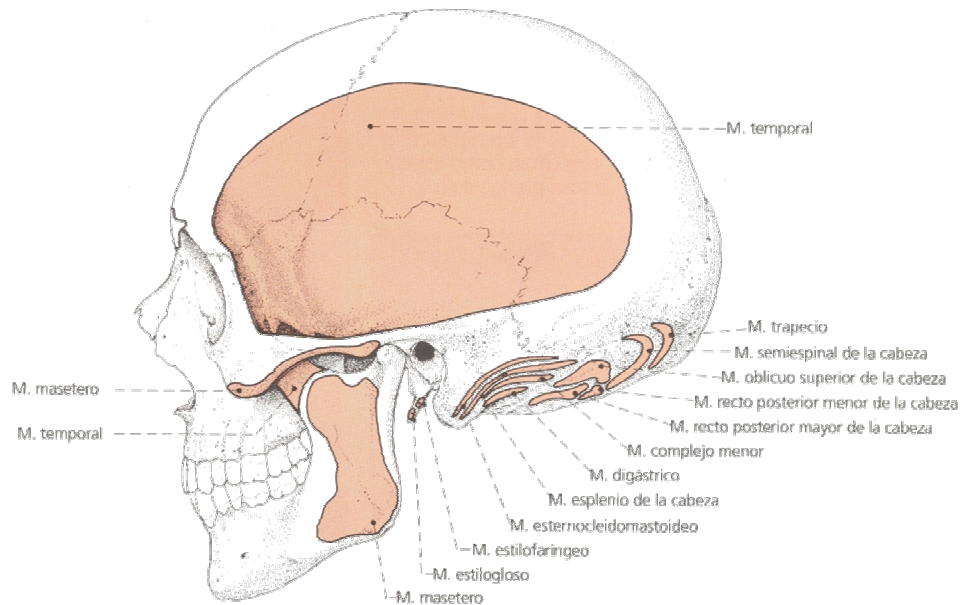
Antes que tais características sejam detalhadas nos músculos individuais, as propriedades gerais devem ser consideradas, tais como a geometria global, variação no número, tamanho e direcção das fibras em relação às suas linhas de tracção e os aspectos musculares nas quais tais variantes são úteis.

As fibras musculares não são uniformes em diâmetro, variando de 10 a 60  $\mu\text{m}$ , e variam em comprimento de uns poucos milímetros a muitos centímetros.

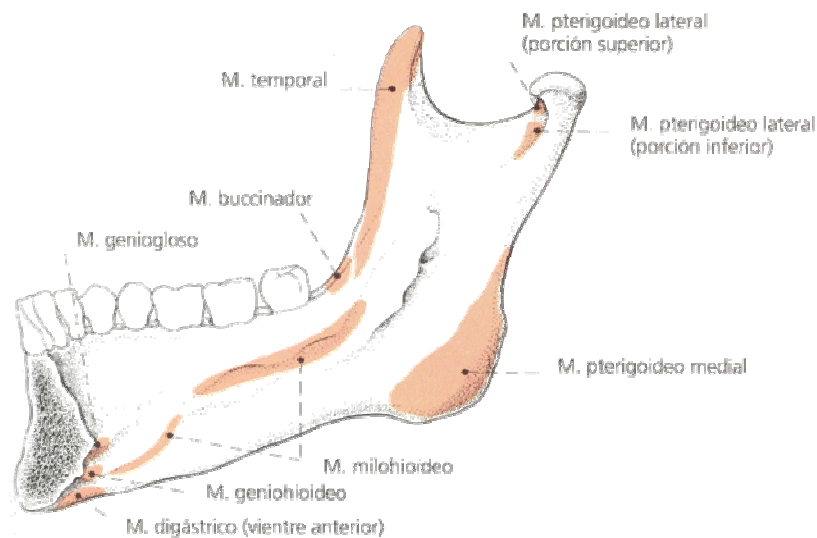
Directamente relacionados com os movimentos da mandíbula na mastigação (e fala) estão os músculos **masseter**, **temporal** e **pterigóideos**; Na Figura 2.9 e Figura 2.10



podem ser vistos os locais origem e inserção dos músculos responsáveis pela mastigação.



**Figura 2.9:** Vista lateral do crânio com os pontos de origem e inserção dos músculos representados a cor.

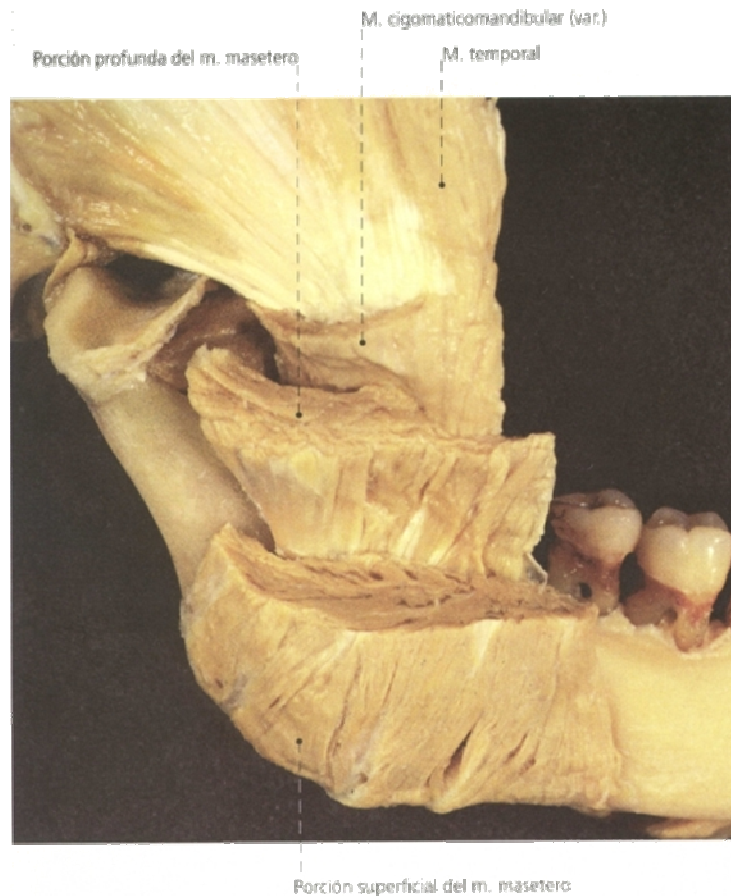


**Figura 2.10:** Vista lateral da mandíbula com os pontos de origem e inserção dos músculos representados a cor.

O **Masseter** (Figura 2.11), um músculo quadrilátero, possui três lâminas fundidas anteriormente. Superficialmente este músculo tem a pele. A sua acção é responsável



pela oclusão dos dentes na mastigação. A sua actividade eléctrica com a mandíbula em repouso é mínima. O masseter possui um pequeno efeito nos movimentos laterais, propulsão e retropulsão.



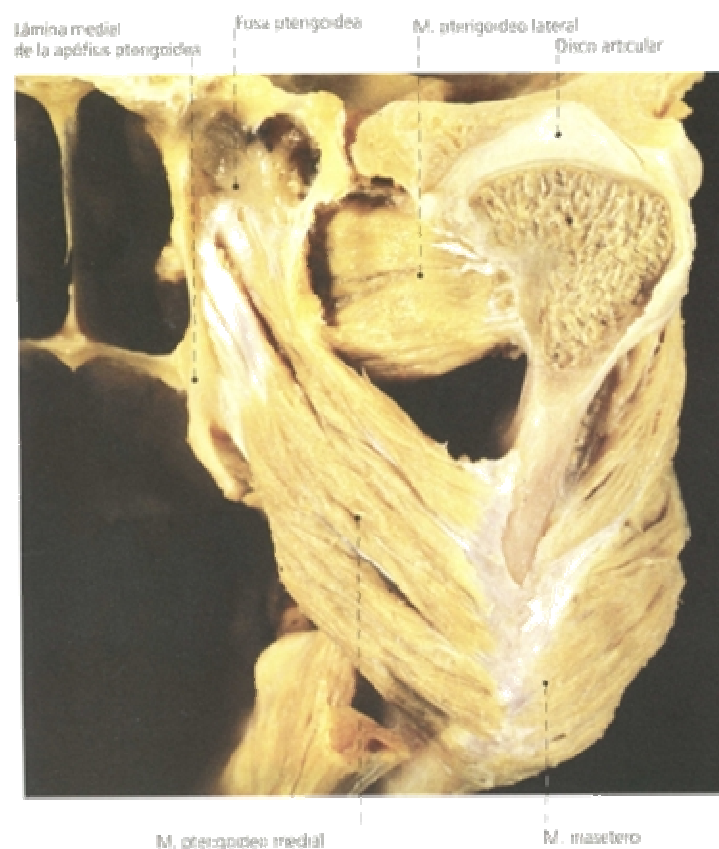
**Figura 2.11:** Mandíbula cadavérica em vista lateral. O músculo foi seccionado por camadas, de forma a ser possível ver as duas porções do masseter. [3]

O **temporal** (Figura 2.11) estende-se como um leque a partir da maior parte da fossa temporal (excepto na sua parte zigomática) e a partir da parte profunda da faixa temporal. Superficialmente este músculo tem a pele. A sua acção é responsável pela elevação da mandíbula para fechar a boca e aproximar os dentes. Isto requer a elevação pelas fibras anteriores e a retracção pelas fibras posteriores, visto que a cabeça do côndilo da mandíbula está na eminência articular quando a boca está aberta. O músculo está relacionado com os movimentos laterais de trituração. O músculo em contracção é facilmente palpável.[1]

O **pterigóideo lateral** (Figura 2.12), é um músculo curto e espesso com uma cabeça superior proveniente da superfície infratemporal e da crista da asa maior do osso esfenóide. Superficialmente estão o ramo da mandíbula, a artéria maxilar que cruza profunda ou superficialmente o músculo, o tendão do temporal e o masseter. A sua acção contribui como auxiliar na abertura da boca pela protracção do côndilo da

mandíbula e do disco articular, enquanto a cabeça da mandíbula gira sob o disco. No fecho, o deslizamento do disco e do côndilo para trás é controlado pelo lento alongamento do pterigóideo lateral e pelo masseter e temporal, que recolocam os dentes em oclusão.

O **pterigóideo medial** (Figura 2.12), um espesso músculo quadrilátero, está fixado profundamente na face medial da lâmina lateral do processo pterigóide. Lateralmente está o ramo da mandíbula, do qual o músculo é separado pelo pterigóideo lateral. A sua acção contribui como auxiliar na elevação da mandíbula; com o pterigóideos laterais, fazem a projecção da mandíbula. A alteração de ambos os conjuntos de músculos nos movimentos laterais, é usada para triturar alimentos.

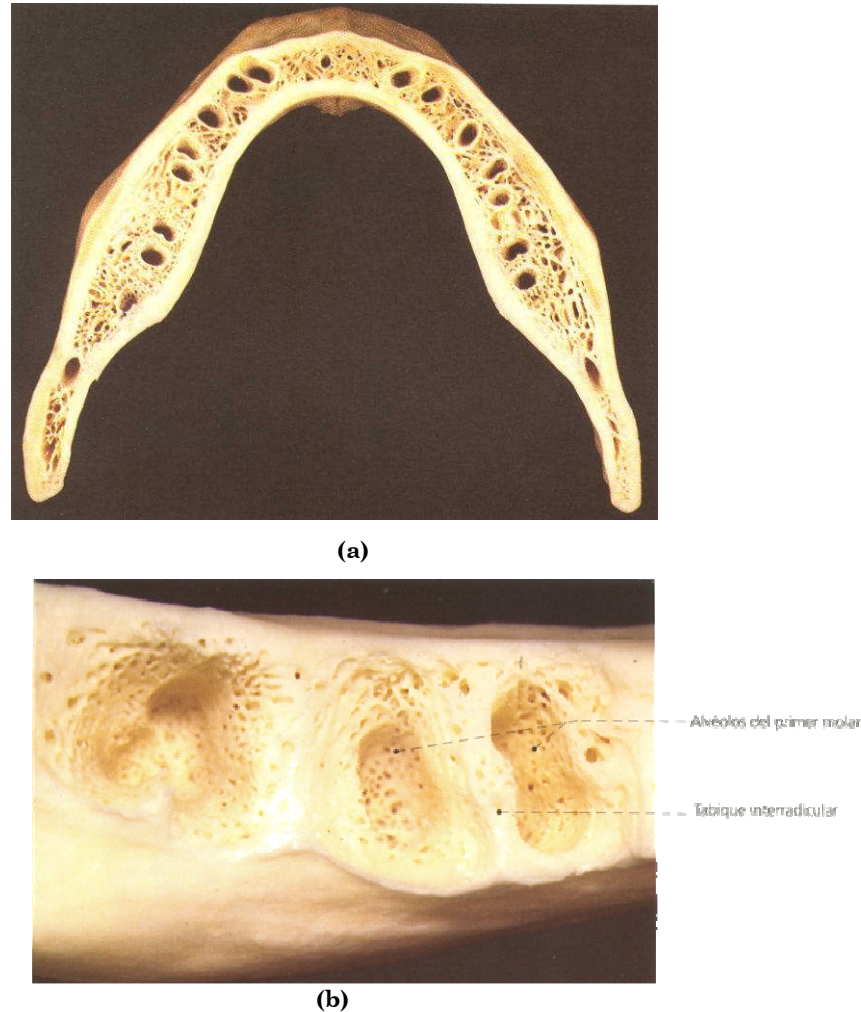


**Figura 2.12:** Corte frontal cadavérico da articulação temporo-maxilar e seus músculos.[3]

### 2.1.3 Dentes

Os dentes são vitais para a maioria dos mamíferos e outros vertebrados, excepto para a raça humana. A perda é incompatível com a vida, logo a longevidade está relacionada com a duração da dentição submetida ao processo abrasivo da mastigação. No Homem esse fenómeno não é vital, devido ao facto de existirem meios artificiais que permitem uma substituição dos dentes naturais no processo de mastigação, embora de uma forma menos eficiente [14].

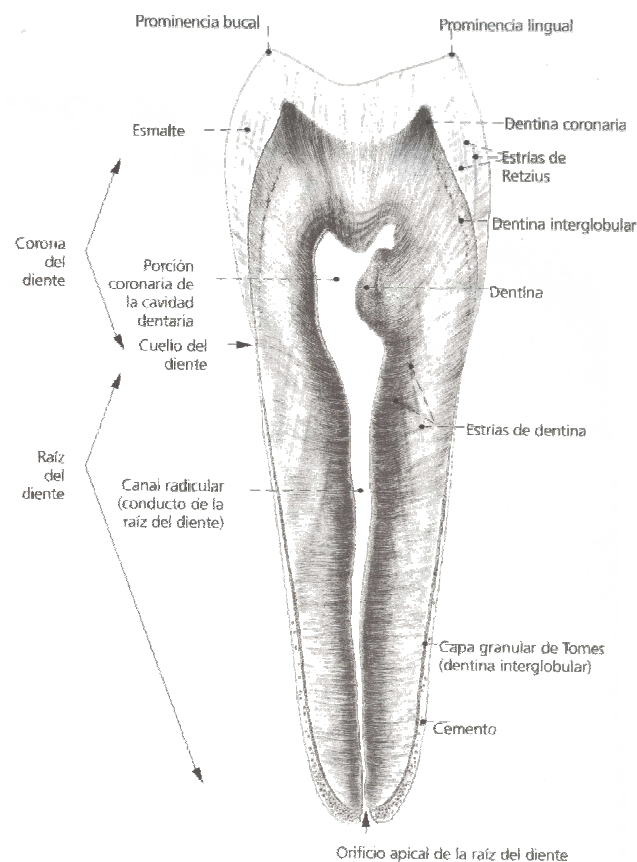
Os dentes em todos os répteis, excepto nos Crocodilianos, são rigidamente ligados às maxilas, mas, nos mamíferos, cada um é suspenso num alvéolo de osso trabecular (Figura 2.13) por meio de um ligamento periodontal. Isto permite a possibilidade de movimento, impossível nos dentes anquilosados dos répteis, estes movimentos permitem a compensação do desgaste. [1]



**Figura 2.13:** (a) Corte horizontal dos alvéolos de uma mandíbula (b) Alvéolo do segundo molar (esquerda) e do primeiro molar da metade direita da mandíbula em vista de cima [3].

Um dente consiste numa coroa, coberta com esmalte translúcido muito duro e uma raiz coberta por cimento amarelado semelhante a osso. Um corte longitudinal revela que um dente é, na sua maioria, dentina (marfim) com uma cobertura de esmalte de aproximadamente 1,5 mm de espessura, enquanto o cimento é geralmente muito mais fino. A dentina contém uma cavidade do dente central, expandida na sua extremidade coronal numa cavidade de coroa e reduzida na raiz como um canal do dente que se abre próximo da sua extremidade, através de um forame de ápice, ocasionalmente duplo. A raiz é circundada de osso alveolar (Figura 2.13), o seu cimento é separado do

alvéolo ósseo pelo ligamento periodontal, com aproximadamente 0,2 mm de espessura. Feixes de fibras colágenas, encastradas por uma extremidade do cimento, cruzam o ligamento periodontal para penetrar na parede do alvéolo ósseo. O ligamento periodontal fornece uma suspensão robusta e independente para cada dente. Próxima da margem cervical, o dente, o ligamento periodontal e o osso adjacente são cobertos pela gengiva, claramente reconhecível na boca, pela sua aparência e cor rosa-pálido. Esta é contínua na junção mucogengival, com a túnica mucosa da boca, vermelha e lisa, que reveste a maior parte da cavidade bucal e é aderente ao dente próximo da margem cervical através de uma inserção epitelial. A polpa é um tecido conectivo, contínuo com o ligamento periodontal via forame apical. Ela contém os vasos para o suporte da dentina e dos nervos sensitivos.



**Figura 2.14:** Corte longitudinal de um dente [3].

É possível aproximar as mandíbulas de modo que os dentes se encontrem ou façam a oclusão em múltiplas posições [15]. Quando as faces oclusais opostas se encontram com “intercuspidação” máxima (isto é, contacto máximo), diz-se que os dentes estão em oclusão cêntrica. Nesta posição, os dentes inferiores normalmente estão opostos simétrica e lingualmente em relação aos superiores.

## 2.1.4 Osso

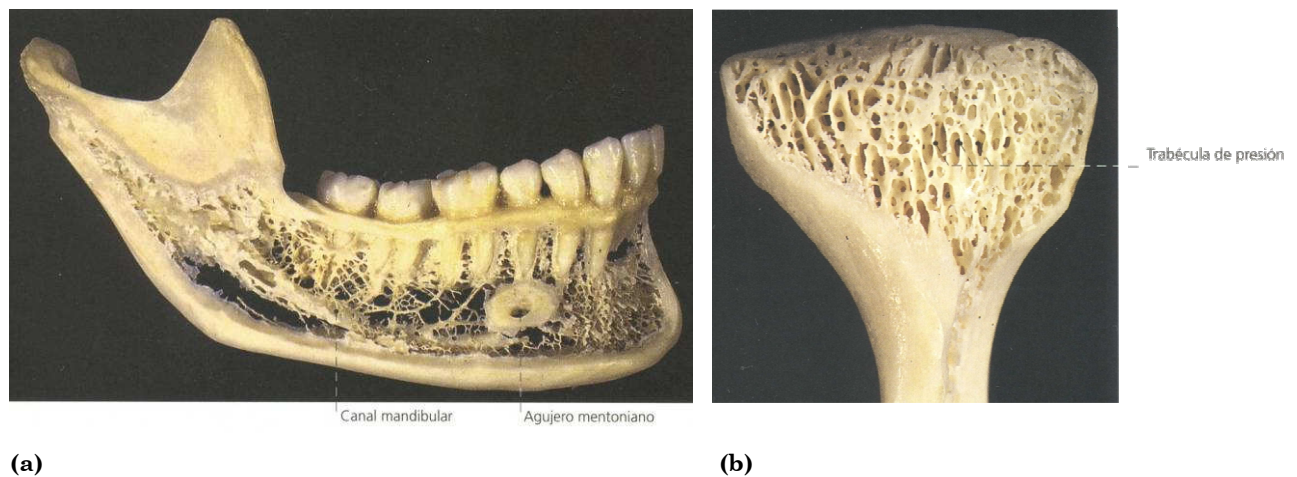
O tecido ósseo, suportes e alavancas por ele formados são adaptados perfeitamente para resistir a todas as formas de esforço, com a apropriada elasticidade, em diversas actividades musculares.

A semelhança dos ossos com as alavancas fabricadas pelo Homem, colunas de sustentação, arcos superiores e vigas-mestras sugere a aplicação de conceitos de engenharia mecânica ao seu estudo.

Os ossos não são apenas semelhantes a tais estruturas na forma externa e estrutura interna, mas também nas suas aplicações. As aparentemente frágeis mas colectivamente fortes treliças dos suportes e armações de osso trabecular e formas esqueléticas como tubos e cristas em osso cortical, pré-datam as invenções humanas desde sempre. Quando a tecnologia humana começou a ser adoptada, comparações biomecânicas naturais foram inevitáveis. Galileu (1638) reconheceu a possível importância da trabeculação e também afirmou que cilindros ocos são, para o mesmo peso, mais fortes do que cilindros sólidos.

Todos os ossos são, de certo modo, internamente trabeculares, um padrão não apenas resistente aos esforços mecânicos, mas também para recepção da medula óssea. Inumeráveis espaços entre as trabéculas, com cavidades maiores nas diáfises dos ossos longos dos membros, são ocupados pela medula, tanto hemopoética como adiposa.

As trabéculas devem suportar cascas de osso compacto unindo-as, uma vez que estes estratos corticais são geralmente delgados.



**Figura 2.15:** Osso cortical/Oosso trabecular (a) Vista do corpo da mandíbula em corte (b) Vista da cabeça do ramo mandibular em corte [3].

O crescente interesse na mecânica da locomoção estimulou o estudo do osso, que evolui para outros fenómenos do corpo humano onde o osso também detém um papel



importante, tais como a mastigação, abordada neste trabalho. Uma desconcertante variedade de valores para os diversos parâmetros físicos do osso foi registrada. Este problema está cheio de dificuldades e falácias. Obviamente, o material ósseo de diversas espécies difere, assim como também intervêm nestas diferenças o sexo e a idade. A forma do espécime testado também varia; ossos inteiros ou blocos de osso cortical ou trabecular, ou misturas destes, comportam-se de maneira diferente, e a fonte de espécimes precisa de ser definida quando os resultados têm como objectivo ser comparáveis. Ossos de cadáveres preservados produzem valores enganosos, especialmente no que diz respeito à deformação plástica [11], mas também à elasticidade, dureza e propriedades compressivas e elásticas [11]. O osso morto, se mantido húmido, não difere do osso vivo, testado *in vivo*, enquanto o osso seco é mais duro mas menos deformável. Com o congelamento e futuro descongelamento também se conseguem manter as características de osso vivo. O teste de espécimes e ossos intactos, nomeadamente em ensaios de tracção, envolvem inserção de dispositivos de tensão, frequentemente incorrendo em colapso não intencional nestes pontos, sobretudo em tensões axiais. Por estas razões, os dados experimentais apresentam um quadro complexo; por exemplo, é impossível afirmar os valores úteis significativos para as propriedades físicas do tecido ósseo, porque a resistência à tracção varia para diferentes regiões do mesmo osso.

Devido à complexidade estrutural de qualquer elemento esquelético, incluindo variações na espessura, densidade, forma do osso cortical e disposição das trabéculas, alguns investigadores consideram a definição de um cenário aproximado do comportamento mecânico de qualquer osso individual com altamente improvável.

Diversas técnicas foram usadas para avaliar as propriedades físicas isoladas de amostras ósseas e ossos inteiros, assim como para avaliar a distribuição de forças nos mesmos quando sujeitos a diferentes tipos de tensões.

Numerosos resultados de testes realizados por diversas técnicas foram compilados [5]. Embora estes valores variem, existe maior discordância quando se fala de transmissão de forças. Estes foram investigados nos ossos, normalmente o fémur, e também em modelos plásticos, cujo uso é baseado na falsa suposição de que o osso é isotrópico e homogéneo. Mas o osso é viscoelástico, uma substância bifásica, um composto [1]. Por esta razão, um modelo plástico pode indicar apenas o comportamento superficial das forças no osso que se supõe replicar. Abaixo pode ser vista uma tabela exemplificativa da dispersão dos valores acima mencionados.

**TABLE 10.5** Mechanical Properties of Cancellous and Cortical Bone Tissue

Ref.	Bone Type	Testing Technique	Cancellous Tissue	Cortical Tissue
62	Human iliac crest	Microindentation	Hardness: Cancellous < Cortical Modulus: Cancellous < Cortical	
99	Human distal femur	Finite-element model		
90	Human distal femur	Buckling	8.69 (3.17) GPa*	4.89 GPa
91	Human proximal tibia	Inelastic buckling	11.38 GPa (wet), 14.13 GPa (dry)	
100	Human proximal tibia	Experiments and two-dimensional finite-element modeling	1.30 GPa	
101	Bovine femur	Finite-element model	1.4–5.0 GPa	
94	Bovine femur	Ultrasonic method, bone cubes	10.9 (1.6) GPa	
97	Human iliac crests	Three-point bending	12.7 (2.0) GPa	
92	Dry human femur	Cantilever bending with finite-element analysis	3.81 GPa	
93	Fresh human tibia	Tensile testing	7.8 (5.4) GPa	
126	Bovine femur	Ultrasonic test	1.0 GPa	
63	Bovine proximal femur	Microindentation	8.9 GPa	
102	Human vertebra (L3)	Three-dimensional structure model	Hardness 43.4	Hardness 49.8
39	Human tibia	Three-point bending	3.8 GPa	
98	Human tibia	Four-point bending	4.59 (1.60) GPa	
48	Human tibia	Tensile test (dry)	5.72 (1.27) GPa	5.44 (1.25) GPa
54	Human vertebra	Ultrasonic test	10.4 (3.5) GPa	6.75 (1.00) GPa
105	Porcine femur	Microindentation	14.8 (1.4) GPa	18.6 (3.5) GPa
85	Human vertebra	Nanoindentation	Peak amplitude 68.88	20.7 (1.9) GPa
96	Human femur	Nanoindentation (dry)	5.9 (4.3) GPa	11.6 (9.5) GPa
86, 87	Human femur	Acoustic microscopy	21.5 (2.1) GPa	16.4 (1.3) GPa
103	Human vertebra	Micro-CT image-based finite-element models	13.4 (2.0) GPa	22.5 (1.3) GPa (osteon)
104	Human vertebra	X-ray tomographic microscopy image-based finite-element models	18.14 (1.7) GPa	25.8 (0.7) GPa (interstitial)
122	Bovine tibia	Serial-sectioning-based finite-element models	17.50 (1.12) GPa	20.02 (0.27) GPa
124	Human vertebra	Four-point bending	11.4 (5.6) GPa (neck)	17.73 (0.22) GPa

\*Reported in mean (standard deviation when available).

**Tabela 2.1:** Quadro de propriedades mecânicas de ossos [5]

Mesmo conhecendo as limitações acima consideradas, a consideração de situações simplificadas como por exemplo analisando o osso como um material linear elástico, isotrópico e homogêneo, têm uma elevada importância do ponto de vista comparativo e qualitativo para a análise de transferências de carga. Mediante estes pressupostos, a abordagem considerada foi mais experimental do que numérica de forma a poder obter resultados independentes destas características intrínsecas ao osso.

Mesmo assim, na abordagem de simulação numérica seguida neste trabalho, o osso foi considerado como um material linear elástico, isotrópico e homogêneo com as suas características definidas na tabela abaixo.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poison
Osso cortical	13.7	0.33
Osso trabecular	1.37	0.33

**Tabela 2.2:** Resumo de propriedades do osso utilizados ao longo do trabalho. Falta definir fonte dos dados, tirar da tese.

## 2.2 Tipos de implantes dentários

Nos últimos trinta anos tem-se assistido a uma grande evolução dos implantes dentários, embora alguns deles tenham tido um curto tempo de vida. Os implantes podem variar em diferentes características, tais como a forma, o local de aplicação no osso, assim como a sua constituição material ou até o revestimento. Duma forma geral, os implantes podem ser classificados em três principais grupos [6] [7] [8]:

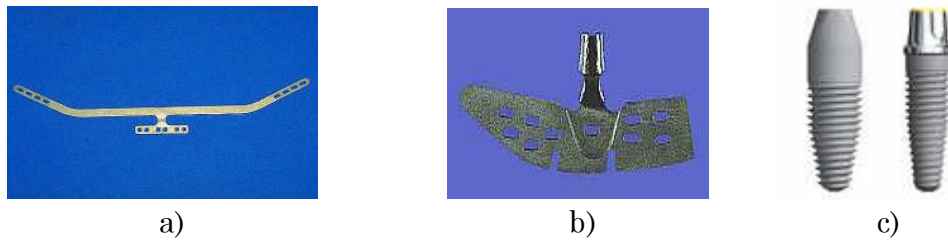
- Implantes endósseos
- Implantes subperiosteais
- Implantes transósseos

O implante dentário que serviu de base a este trabalho, foi do tipo endósseo, mais concretamente um implante Brenmark. Assim este tipo de implantes será de seguida mais detalhado.

### 2.2.1 Implantes endósseos

Este tipo de implantes é inserido no osso por processo cirúrgico. Foram introduzidos separadamente em 1967 por Leonard Linkow, Ralph e Harold Roberts. Este tipo de implantes são os que mais se utilizam hoje em dia e os que apresentam melhores resultados a longo prazo, daí que se possam apresentar sob várias formas, nomeadamente placas, parafusos, espirais, cilindros ocos, cones ou cilindros com superfície porosa, conforme pode ser visto na Figura 2.16.





**Figura 2.16:** Vários tipos de implantes endósseos a) Implante de barra b) Implante de placa c) Implante de parafuso [7][9]

Os implantes de placa são aplicados só na mandíbula e são inseridos nesta, por cirurgia, em três zonas, em ambos os lados na região dos terceiros molares e na zona do queixo. Este tipo de implante é aplicado quando há uma baixa densidade óssea que possa colocar em risco o sucesso dos implantes em forma de raiz. Uma vantagem das placas é fornecer uma melhor estabilização, dada a sua dimensão horizontal, e por outro lado reforçar a mandíbula contra a fractura, uma vez que neste caso ela pode ser osteoporótica.

Os implantes de placa derivam o seu nome do facto de a parte que fica inserida no osso ter a forma duma placa. Estes também podem ter revestimentos especiais para melhorar a sua capacidade de osteointegração e consequente estabilização. Correspondem a um tipo de implantes que já não se encontram muito em uso, mas que podem ser aplicados em zonas onde não haja massa óssea suficiente para um implante em forma de raiz ou em que seja necessário preservar alguma estrutura vital, como nervos ou veias, como se pode ver na Figura 2.17.

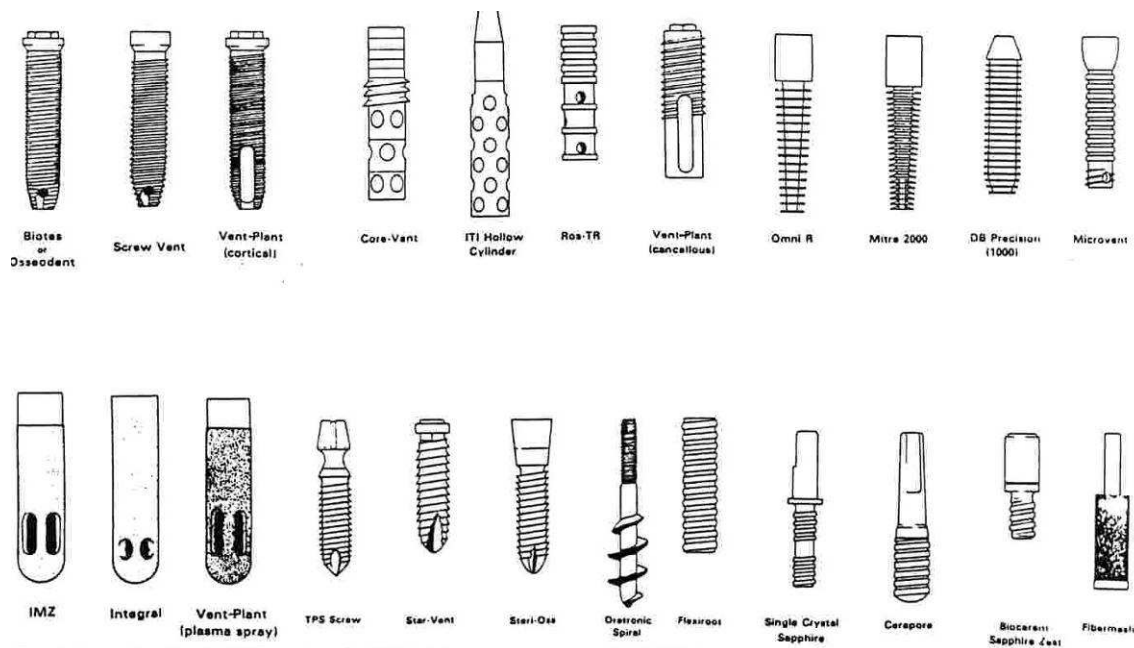


**Figura 2.17:** Imagem radiográfica de um implante em barra, colocado na mandíbula [7]

### 2.2.1.1 Implante em forma de raiz

Desde a introdução do conceito de osteointegração, o implante dentário roscado em forma de raiz tem sido o mais comum. Os implantes em forma de raiz pertencem à classe de implantes endósseos e apresentam várias geometrias, como se pode ver na Figura 2.18 [10] [29].

Estes implantes podem ser colocados em qualquer parte da mandíbula ou maxila, desde que haja massa óssea suficiente. Caso a massa óssea não seja suficiente, é possível aplicar, dentro de certos limites, um procedimento de crescimento ósseo, por forma a beneficiar este tipo de implante. Podem ser utilizados tanto para substituir um, como vários dentes. Estes implantes têm tido um grande desenvolvimento, nomeadamente ao nível dos materiais utilizados. Inicialmente eram fabricados em titânio comercialmente puro (Ti c.p.), sendo hoje em dia fabricados também a partir de ligas de titânio, óxido de alumínio (alumina), safira, vitalium e outros materiais.



**Figura 2.18:** Algumas geometrias existentes para implantes dentários em forma de raiz [10]

Os implantes roscados em forma de raiz foram a base do conceito de implante desenvolvido neste trabalho, pelo que será detalhado mais à frente.

## 2.3 Utilização de materiais de diferente rigidez em implantes

Carvalho e al. em 2003 [18] realizaram uma investigação sobre as tensões geradas por cargas de impacto sobre implantes numa mandíbula cadavérica. Foi utilizado um sistema de elastómero no componente oclusal do dente. Os autores concluem que a utilização da barreira de elastómero seria benéfica, pois verificou-se que no sistema de implante não convencional houve diminuição dos picos de força.

Carvalho e al. em 2002 [19] realizaram um estudo por elementos finitos para comparar um sistema de implante dentário, no qual foi interposto um elastómero na interface do dente com o implante, com um sistema convencional. A colocação desse material teve como objectivo atenuar a intensidade das tensões que são transferidas para o tecido ósseo circundante. Verificou-se que a camada de elastómero gerou padrões de distribuição de tensões semelhantes para ambas as situações, porém causou o atenuamento das tensões transmitidas ao osso em algumas regiões do implante.

Gaggl et al. em 2001 [20] apresentaram um modelo de implante contendo anéis de silicone que ficam presos dentro da cabeça do implante pela instalação de um parafuso de fixação. Segundo os autores, o implante apresentou flexibilidade similar aos dentes humanos e deveria evitar danos periimplantares causados por tensões.

Akpınar e al. em 2000 [21] realizaram um estudo em elementos finitos para verificar as tensões formadas em redor de um implante e de um dente natural antagonista sob função. Observaram uma menor intensidade da tensão no implante que continha um pilar intramóvel.

Sheets e al. em 1993 [22] afirmam que as forças mastigatórias aplicadas a uma prótese geram uma onda de tensões que se propagam no corpo. Essa energia é atenuada enquanto ela se propaga por uma pequena distancia num material de baixa rigidez. Em materiais mais rígidos, as ondas propagam-se rapidamente, antes que ocorra alguma absorção de energia. Dessa forma, a aplicação de um material com alta absorção de energia numa prótese sobre um implante unido a um dente natural poderia evitar a intrusão do dente natural, a qual é observada em alguns casos. Utilizaram o encurtamento do pilar do implante para criar uma camada mais espessa de cimento na união dente-implante, na tentativa de promover uma estrutura que amortecesse as cargas sobre o sistema.

Van Rossen et al. em 1990 [23] analisaram a distribuição de tensões no osso em redor do implante com e sem elementos polioximetileno absorvedores de tensões em implantes unitários e implantes unidos a dentes naturais. Por meio de análise de elementos finitos variou-se o módulo de elasticidade de um componente interno entre 0,15 GPa, imitando uma estrutura com comportamento resiliente, e 110 GPa,

imitando uma estrutura em titânio. Quando uma carga de 500 N foi aplicada sobre o implante unitário, os resultados encontrados mostraram que a distribuição de tensões em redor do implante com o componente menos rígido é semelhante à que ocorre quando existe um componente interno metálico. Quando foi simulada a união entre dente e implante por meio de uma prótese parcial fixa, as maiores tensões foram encontradas na região do pescoço do implante. Entretanto quando se utilizou o componente resiliente, as tensões geradas foram mais homogêneas e com menores picos.

McGlumphy et al. em 1989 [24] estudaram a transmissão de tensões no osso quando aplicado um deslocamento de 1 mm em implantes, com e sem elementos resilientes de polioximetileno, por meio de análise fotoelástica. Concluíram que a instalação de um componente interno resiliente não alterou o padrão de tensões geradas. Verificaram ainda que uma mesma força de 2,25 kg (5 lb) foi necessária para deslocar o implante nas duas situações.

Richter et al. em 1990 [25] verificaram se a biomecânica da união entre dente e implante poderia ser beneficiada pela incorporação de um elemento com menor rigidez. Observaram uma redução de 20 vezes nas tensões no modelo com esse elemento sob cargas axiais.

Richter em 1989 afirmou que existe a necessidade de romper forças aplicadas aos implantes por meio de elementos integrados de absorção de impactos para evitar a sobrecarga e acumulação de tensões nos implantes osseointegrados. Afirma que a rigidez de um implante é da ordem dos 10 000 N/mm, sendo portanto entre 10 e 100 vezes menor que a dos dentes. O autor realiza várias simulações biomecânicas, obtendo conclusões, tais como: numa dentição natural os dentes retraem-se até 30  $\mu\text{m}$ , quando os dentes se contactam com uma transmissão de força de 5 N aproximadamente. Quando falamos de um dente natural em oposição a um implante, o maxilar já precisa de exercer uma força de 16 N para deslocar o implante os mesmos 30  $\mu\text{m}$ . Isto significa que os implantes são sujeitos a forças muito maiores do que a dentição natural, e que provavelmente o dente antagonista compensaria o menor deslocamento existente no implante para a mesma força. O autor enumera algumas possibilidades de diminuir a força sobre os implantes:

- A eliminação dos contactos oclusais, o que deveria ser no mínimo de 10  $\mu\text{m}$  entre o implante e o dente antagonista. Essa situação promoveria uma redução parcial das cargas transmitidas e não modificaria o conceito do implante;
- A integração de um coxim, que agiria como uma mola e modificaria a biomecânica do implante de forma que este se assemelhasse à fase secundária (elástica) do deslocamento de um dente;

- A integração de um elemento que apresente uma deformação em duas fases, conforme ocorre com um dente natural (fases viscoelástica e elástica).

Entre as três situações a mais favorável ocorreria na última.

Horshaw et al. em 1988 [27] estudaram a rigidez de quatro sistemas de implantes, Driskell Bioengineering (Db Precision - Bicon), Branemark (Nobelbiocare), Flexiroot e IMZ (Steri-oss), sendo que os dois últimos continham elementos intramotáveis. Aplicou-se uma carga compressiva sobre os implantes acoplados aos pilares, com um pico de compressão de 150 N por 2 s. O comportamento das cargas foi linear para todas as situações estudadas. Os valores medidos foram IMZ: 2,57 N/ $\mu$ m; Flexiroot: 4,11 N/ $\mu$ m; Branemark: 4,55 N/ $\mu$ m e Db Precision: 5,5 N/ $\mu$ m. As deformações totais foram: IMZ: 58,4  $\mu$ m; Flexiroot: 36,5  $\mu$ m; Branemark: 33  $\mu$ m e Db Precision: 27,3  $\mu$ m. Verificou-se que a rigidez dependeu das deformações da montagem dos componentes. Os valores diminuíram entre 20 a 30 % para os implantes sem componentes. O teste verificou uma diminuição pequena na rigidez para os sistemas IMZ e Flexiroot, quando comparados aos sistemas totalmente metálicos.

Lill et al. em 1988 [28] estudaram a capacidade de um elemento intramóvel (IMZ) imitar a mobilidade dentária. Foram construídos corpos de prova contendo ou não o elemento intramutável, sobre os quais encaixaram coroas de plástico, ouro ou cerâmica. Sobre cada uma dessas coroas foi aplicada uma força axial de 100 N com ciclo de 30 s, totalizando 4 ciclos. A deformação das coroas plásticas foi sempre maior do que a de cerâmica ou a metálica. O comportamento das cerâmicas e dos metais foi semelhante. O uso do elemento intramóvel aumentou a deformação entre 9 e 18  $\mu$ m em todos os casos.

Segundo Brunski em 1988 [29], o papel da rigidez dos elementos componentes na biomecânica dos implantes não estaria bem definido. A rigidez numa direcção, por exemplo a axial, poderia assemelhar-se a uma “constante elástica (k)”, mantendo a proporcionalidade entre a carga na mola durante a sua deflexão. O autor afirma que a rigidez axial existente num implante depende das propriedades do implante e do tecido. O deslocamento total do implante frente a uma força seria, portanto, a soma da deformação do implante, do componente e do osso.

Kirsch em 1983 [30] descreveu o funcionamento de um sistema de implantes (IMZ), ao qual foi incorporada uma peça de polioximetileno entre o implante e o intermediário que possuiria, em princípio, capacidade de absorver os esforços aplicados à prótese, denominado intramóvel.

## Capítulo 3

### 3. Sensores de redes de Bragg em fibra óptica

As fibras ópticas e os dispositivos ópticos tiveram uma grande evolução, a partir de meados do século passado. Com a descoberta da fotossensibilidade por Hill et al. [31], que a aplicação das fibras ópticas como sensores passou a ser possível, com o desenvolvimento das chamadas redes de Bragg em fibra óptica (FBG).

Os sistemas sensores que utilizam como elemento sensor a FBG podem ser utilizados para o estudo de vibrações mecânicas, deformações e variações de temperatura. Apesar de existirem diversos tipos de sensores, nomeadamente eléctricos, baseados em transdutores capacitivos, resistivos e piezoeléctricos, os sensores FBG apresentam diversas vantagens. As pequenas dimensões, inércia química, a já falada imunidade electromagnética, e uma sensibilidade e possibilidade de monitorização remota idêntica, tornam a utilização deste tipo de sensores, muito promissora. Recentemente tais sistemas têm sido desenvolvidos para monitorizar estruturas sujeitas a vibrações e variações térmicas [32] [33], situadas em ambientes inadequados para o emprego exclusivo de sensores eléctricos, como por exemplo, alto nível de poluição com substâncias explosivas, ambientes de alta-tensão ou com presença de fortes campos electromagnéticos [34]. De entre todos os sensores de fibra óptica mais utilizados nos últimos anos, encontram-se os que irão ser aplicados ao longo deste trabalho, os que são baseados nas propriedades das FBG.

#### 3.1 Propriedades das redes de Bragg

A rede de Bragg uniforme pode ser representada por uma modulação periódica do índice de refração,  $n_{co}$ , do núcleo da fibra óptica. Os planos de rede têm período,  $\Lambda$ , constante. Essa estrutura é considerada o bloco fundamental para a maioria das estruturas das redes de Bragg. A luz guiada ao longo da fibra óptica será reflectida por cada plano (região de interface no perfil longitudinal do índice de refração) da rede. Para as frequências que não satisfazem a condição de Bragg, a luz reflectida por cada plano subsequente torna-se progressivamente fora de fase e eventualmente a intensidade da luz reflectida é eliminada. Quando a condição de Bragg é satisfeita a luz reflectida por cada plano da rede forma uma banda de reflexão com comprimento

de onda definido pelos parâmetros da rede [37]. A variação do índice de refração da rede de Bragg, segundo a direcção de propagação,  $z$ , pode ser descrita por [38]:

$$n(z) = n_{co} + \Delta n \cos\left(\frac{2\pi z}{\Lambda}\right) \quad (3.1)$$

Na equação (3.1)  $\Delta n$  representa a amplitude induzida no índice de refração,  $\Lambda$  representa o período de espaçamento da rede e  $z$  a direcção ao longo do eixo longitudinal da fibra.

### 3.2 Comprimento de onda de Bragg

A condição de Bragg requer que sejam satisfeitas tanto a conservação de energia como a conservação de momento linear; assim a frequência da radiação incidente e da radiação reflectida são as mesmas e o vector de onda incidente,  $\vec{k}_i$ , somado ao vector de onda,  $\vec{k}$ , deve ser igual ao vector da radiação espalhada,  $\vec{k}_d$  [37]

$$\vec{k}_i + \vec{k} = \vec{k}_d \quad (3.2)$$

O vector de onda da rede tem direcção normal aos planos da rede e módulo  $2\pi/\Lambda$ , onde  $\Lambda$  é o período da rede esquematizado na **Figura 3.1**.

O vector de onda difratado é igual em módulo, mas oposto em sentido, ao vector de onda incidente. Logo a condição de conservação do momento é dada por:

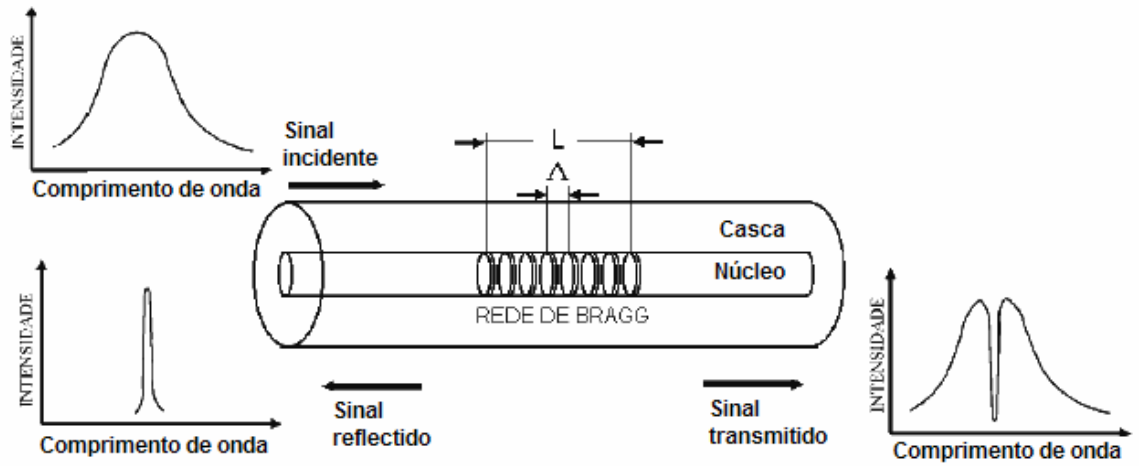
$$\frac{2\pi m}{\lambda} \sin\theta_d = \frac{2\pi m}{\lambda} \sin\theta_i + m \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (3.3)$$

onde  $m$  é a ordem da difracção, nas fibras ópticas a ordem  $m=-1$ . Como a constante de propagação modal,  $\beta$ , é simplesmente  $\beta = (2\pi/\lambda)n_{eff}$ , onde  $n_{eff}$  é o índice de refração para cada modo de propagação ( $n_{eff} = n_{co} \sin\theta$ ), a equação (3.3) pode ser reescrita:

$$\beta_d = \beta_i - \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (3.4)$$

Ou ainda:

$$\frac{2\pi}{\lambda} n_{eff,d} = \frac{2\pi}{\lambda} n_{eff,i} + m \frac{2\pi}{\Lambda} \quad (3.5)$$



**Figura 3.1:** Representação da rede de Bragg e espectros associados [39]

Para o caso exemplificado na Figura 3.1, logo considerando que o vector de onda reflectido se propaga em sentido contrário ao incidente ( $\beta_d < 0$ ), vem então que o comprimento de onda é dado por:

$$\lambda = (n_{eff,i} + n_{eff,d})\Lambda \quad (3.6)$$

Considerando que os dois modos, incidente e difractado têm o mesmo valor, chega-se à condição que permite determinar o comprimento de onda de Bragg:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (3.7)$$

Esta última equação (3.7) mostra-nos que somente os comprimentos de onda iguais ou muito próximos do pico de ressonância de Bragg, serão reflectidos pela rede formada no núcleo da fibra, caso contrário serão transmitidos. Quando se faz incidir radiação de uma fonte óptica de banda larga, no núcleo da fibra, vai haver reflexão para uma banda estreita de comprimento de onda. O espectro reflectivo obtido é centrado no comprimento de onda de Bragg, isto pode ser visto na Figura 3.1.



### 3.3 Sensibilidade das redes de Bragg com a deformação e temperatura

O princípio básico de funcionamento dos sensores baseados em FBG consiste na medição do deslocamento espectral do comprimento de onda de Bragg. A presença de elementos não nulos nos tensores foto-elástico e termo-óptico no vidro de sílica utilizado na produção das fibras ópticas, fazem com que as características das redes de Bragg nessas fibras sejam afectadas, quer pela aplicação de tracção (deformação), quer pela alteração da temperatura. Assim as redes de Bragg podem ser utilizados como elementos sensores para estas grandezas, podendo facilmente ser incorporados em pontas de fibra óptica.

As alterações do comprimento de onda de Bragg,  $\lambda_B$ , são motivadas por mudanças na periodicidade espacial,  $\Lambda$ , ou no índice de refração efectivo,  $n_{eff}$ . Consequentemente, qualquer perturbação que altere as referidas grandezas, como uma deformação mecânica ou uma mudança de temperatura, induzirá uma mudança na posição relativa do espectro de reflexão da rede de Bragg, o deslocamento espectral é dado por [42]:

$$\Delta\lambda_B = 2\left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l}\right)\Delta l + 2\left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T}\right)\Delta T \quad (3.8)$$

onde  $l$  é o comprimento da rede de Bragg e  $T$  a temperatura.

O primeiro termo da equação (3.8) representa o efeito da deformação sobre a rede, que corresponde à mudança no espaçamento da rede, logo leva a uma alteração foto-elástica do índice de refração, podendo também (desprezando as variações de origem térmica) ser representado pela equação:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B (1 - p_e) \varepsilon \quad (3.9)$$

onde  $\varepsilon$  representa a componente de deformação e  $p_e$  representa a constante foto-elástica efectiva, definida como:

$$p_e = \frac{n_{eff}^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \quad (3.10)$$

onde  $p_{11}$  e  $p_{12}$  são as componentes do tensor foto-elástico e  $\nu$  é o coeficiente de Poisson. Para uma fibra de sílica estes componentes são iguais a:  $p_{11} = 0,113$ ,  $p_{12} = 0,252$ ,  $\nu = 0,16$ . Substituindo estes valores nas equações (3.9) e (3.10) e sendo  $n_{eff} = 1,482$ , obtém-se o valor de 1,2 pm de deslocamento espectral por  $1 \mu\varepsilon$  ( $1 \mu\text{m/m}$ ) de

deformação relativa da rede de Bragg com um comprimento de onda de 1550 nm [37]. Este valor de 1,2 pm/ $\mu\epsilon$  corresponde à sensibilidade das rede de Bragg com a deformação.

O segundo termo da equação (3.8) representa o efeito da temperatura na fibra óptica. A expansão ou contracção térmicas resultam numa alteração do índice de refração, logo consequentemente num deslocamento do comprimento de onda. Esse deslocamento espectral,  $\Delta\lambda_B$ , para uma variação de temperatura  $\Delta T$  é dado por:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(\alpha_\Lambda + \alpha_n)\Delta T \quad (3.11)$$

onde,

$$\alpha_\Lambda = \left(\frac{1}{\Lambda}\right)\left(\frac{\partial\Lambda}{\partial T}\right) \quad (3.12)$$

$\alpha_\Lambda$  é o coeficiente de expansão térmica para a fibra e é aproximadamente igual a  $0,55 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  para a sílica.

Por sua vez,

$$\alpha_n = \left(\frac{1}{n_{eff}}\right)\left(\frac{\partial n_{eff}}{\partial T}\right) \quad (3.13)$$

$\alpha_n$  representa o coeficiente termo-óptico e é aproximadamente igual a  $8,6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ , para uma fibra com núcleo de sílica dopada com germânio. Substituindo estes valores na equação (3.11) obtém-se o valor de 13,7 pm/ $^\circ\text{C}$ , para uma rede com comprimento de onda de Bragg em 1550 nm [37]. Este valor de 13,7 pm/ $^\circ\text{C}$  corresponde à sensibilidade das redes de Bragg com a temperatura.

### 3.4 Gravação de redes de Bragg

O processo de gravação de redes de Bragg em fibras ópticas é muito delicado, assim como o manuseamento das próprias fibras, conforme se sentiu ao longo deste trabalho.

A necessidade de se ter um controlo absoluto de comprimentos, na ordem dos  $\mu\text{m}$ , faz com que a estabilidade seja uma das principais características de um sistema de gravação.

As redes de Bragg podem ser gravadas nas fibras ópticas por diferentes processos, podendo estes ser divididos em dois grandes grupos:

- Técnicas interferométricas
- Técnicas não-interferométricas

Nas técnicas interferométricas, das quais a mais difundida é a técnica holográfica [43], a modulação da intensidade é formada por interferência de dois feixes coerentes. Assim, a sua utilização exige uma fonte laser UV com repetibilidade temporal adequada, que torne possível, na prática, a construção do interferómetro. Além desta limitação, a maioria das montagens experimentais requer igualmente a utilização de fontes com repetibilidade espacial.

A técnica mais difundida entre as técnicas que não utilizam um interferómetro, e actualmente a mais utilizada para a produção de redes de Bragg, é a da máscara de fase [44], devido à sua simplicidade, capacidade de reprodutibilidade e à menor repetibilidade exigida ao laser para formar a interferência.

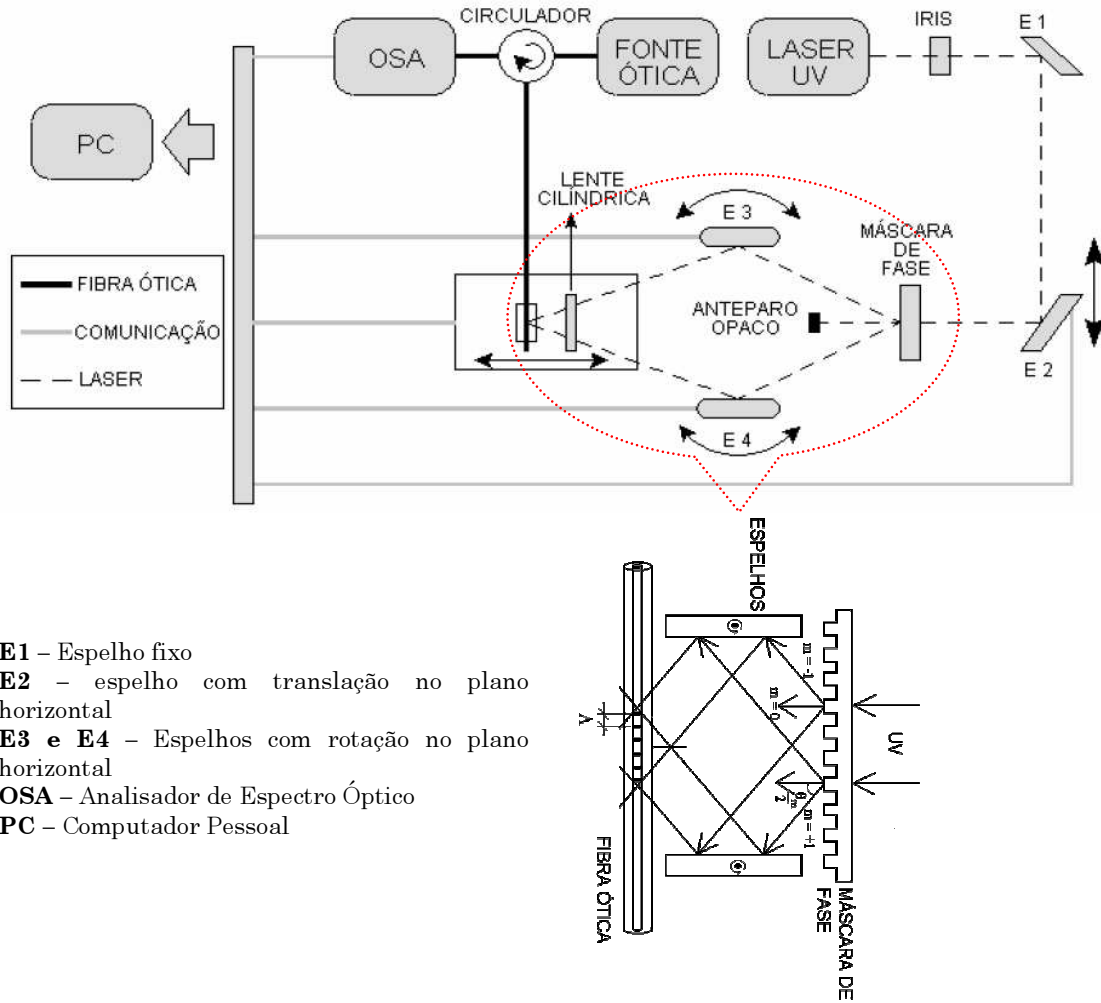
Na gravação das redes deste trabalho foi utilizada técnica de interferometria com máscara de fase.

### 3.4.1 Interferometria com máscara de fase

O equipamento abaixo descrito encontra-se em funcionamento no Departamento de Física da Universidade de Aveiro, e foi em conjunto com os colegas de Física, que as redes foram gravadas, assim como os ensaios foram realizados.

Nesta técnica de gravação a máscara de fase é utilizada como divisora do feixe incidente e é ela quem pré estabelece o comprimento de onda de reflexão da rede.

A montagem utilizada para este método de gravação de redes está representada na Figura 3.2. O feixe de luz ultra-violeta incidente é difractado para as ordens  $m=\pm 1$ , pela máscara de fase. Em seguida, os feixes difractados são recombinados pelos espelhos E3 e E4, criando um padrão de interferência no núcleo da fibra. O feixe de ordem  $m=0$  da máscara é bloqueado por meio da colocação de um anteparo opaco na sua frente.



**Figura 3.2:** Esquema da montagem utilizada para gravação de redes de Bragg pelo método interferométrico com máscara de fase, técnica existente no departamento de física da Universidade de Aveiro, onde foram gravadas as redes para o desenvolvimento deste trabalho [10].

Nesta montagem, o comprimento de onda reflectido pela rede gravada,  $\lambda_B$ , é determinado pelo ângulo entre os feixes interferentes,  $\theta_m$ , e pelo comprimento de onda do laser de gravação,  $\lambda_{UV}$  [43], sendo igual a:

$$\lambda_B = \frac{\lambda_{UV} n_{eff}}{\sin \frac{\theta_m}{2}} \quad (3.14)$$

onde  $n_{eff}$  é o índice de refração efectivo da fibra. Neste tipo de técnica é possível gravar redes de Bragg com diferentes comprimentos de onda, alterando para isso a a posição dos espelhos E3 e E4 da montagem da Figura 3.2.

### 3.5 Sistema de monitorização com redes de Bragg

A monitorização da resposta de uma rede de Bragg pode ser feita mediante várias técnicas. Sobre a fibra óptica faz-se incidir um feixe de uma fonte óptica de banda larga (sinal de entrada), tais como díodos emissores (LED, ELED) ou uma fonte de emissão espontânea amplificada (ASE) e depois é colectado o feixe reflectido (sinal de saída).

A forma mais simples de analisar o sinal de saída é através da medição da frequência da rede, por meio de um analisador de espectros (OSA – Optical Spectrum Analyser). Esta técnica apresenta vantagens tais como alta precisão, é independente de calibração em intensidade óptica e tem capacidade de multiplexação de vários sensores. No entanto, o dispositivo óptico OSA tem um elevado custo.

Uma outra técnica utilizada é a detecção homódina ou heteródina, em que neste caso se mede a diferença de fase entre o sinal de entrada e o sinal de saída. Esta é também uma técnica precisa, no entanto, tanto o sistema óptico, quanto o sistema de detecção necessitam ser muito estáveis.

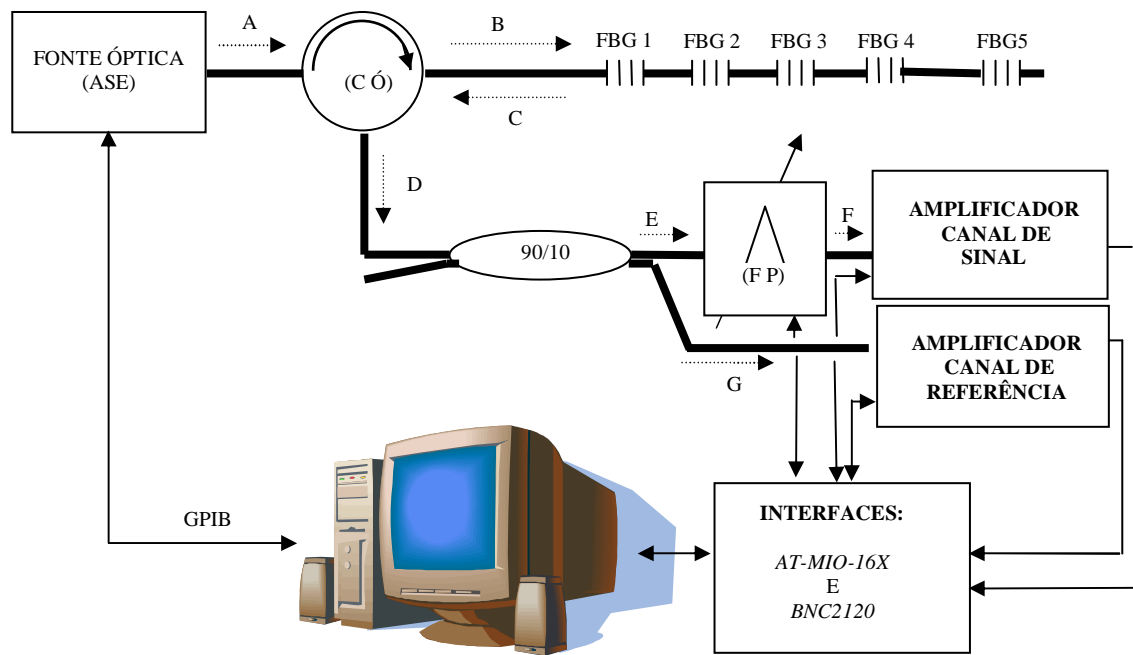
A utilização de redes de Bragg como sensores pressupõe a aquisição do sinal, proveniente dos transdutores ópticos. Essa aquisição pode ser feita a partir da técnica de desmodulação do sinal em tensão, utilizando para o efeito uma fonte de luz sintonizável e filtros ópticos. A desmodulação do sinal em tensão, comparativamente a outros tipos de desmodulação em frequência, apresenta um comportamento melhor no caso de sinais dinâmicos.[36]

#### 3.5.1 Sistema de leitura de redes de Bragg para medidas estáticas e dinâmicas

Para a análise e desenvolvimento de sistemas de implantes dentários foram aplicados dois sistemas de leituras de FBGs distintos, um para a leitura de cargas estáticas (modelo sm125 da Mícron Optics) e outro para cargas impulsivas, denominado Caracterizador de Vibrações (CVB), desenvolvido no Departamento de Física da Universidade de Aveiro [59].

Um exemplo de uma deformação impulsiva em osso, monitorizada pelas FBGs, é aquela resultante da colisão de uma massa impulsiva durante poucos milissegundos sobre o sistema de implante dentário.

Na Figura 3.3 é mostrada o diagrama opto-electrónico do CVB, que é interligado a um computador pessoal (PC) através de duas interfaces de aquisição de dados.



**Figura 3.3:** Diagrama em blocos do CVB, composto por fonte Óptica (ASE) controlada pela interface GPIB, circulator óptico, FBGs (1,2,3,4 e 5) gravadas em um mesmo cabo, acoplador óptico 90/10, filtro sintonizável Fabry-Perot (FP), sistema de amplificação electrónica do sinal fotodetectado e interface electrónica de ligação com o computador.

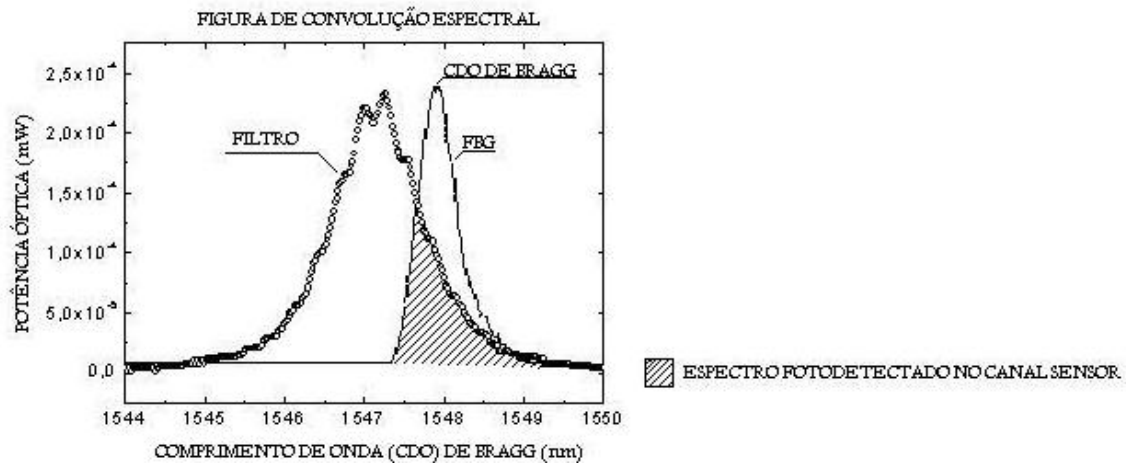
O CVB é composto pelas partes óptica e electrónica, assim como dois foto-detectores, que recebem a luz das fibras ópticas, presentes nos canais sensor (Figura 3.3 – posição F) e referência (Figura 3.3– posição G). Na entrada de cada canal de amplificação eléctrica, um foto-detector que converte a intensidade óptica recebida para tensão eléctrica, de forma directamente proporcional. O controlo dos amplificadores é feito também pela interfaces ligadas ao PC.

Os sinais eléctricos de controlo da Fonte Óptica de alta potência com Amplificação de Emissão Estimulada (ASE) são feitos através de um barramento de interface convencional (GPIB) ligada ao PC e permitem o ajuste da potência óptica emitida para níveis apropriados de trabalho.

A luz emitida pela ASE é transmitida de forma guiada em fibra óptica ao circulator óptico (A) e direccionada ao braço sensor (B). Todas as 5 FBGs são iluminadas e reflectem (C) portanto a luz na faixa do infravermelho próximo correspondente, com perfil espectral de distribuição de intensidade aproximadamente gaussiano, centradas nos respectivos comprimentos de onda de Bragg [59].

Os sinais ópticos reflectidos pelas FBGs em direcção oposta (C) são guiados de volta para o circulator óptico, na mesma fibra óptica do braço sensor. O circulator óptico apresenta baixa atenuação dos sinais reflectidos pelas FBGs e ao recebê-los

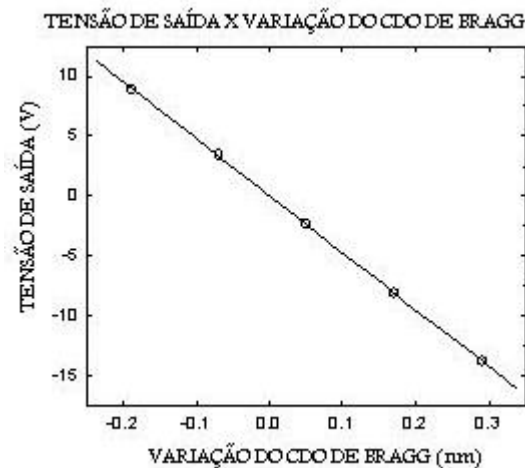
direcciona-os para a sua saída (D), interligada ao acoplador 90/10. O acoplador 90/10 divide os sinais em dois braços. O braço que transfere 90% da potência recebida é ligado ao canal electrónico de amplificação do SENSOR, através de um filtro Fabry-Perot, sintonizável mecanicamente, controlado pelas INTERFACES. O filtro Fabry-Perot atenua o sinal recebido de acordo com o ajuste de uma função de filtragem pré-determinada no seu projecto. A sintonia de operação é obtida pela sobreposição parcial da banda de filtragem com o espectro de reflexão da FBG seleccionada, destacada pela área tracejada da Figura 3.4.



**Figura 3.4:** Determinação da luz aplicada ao foto-detector do canal sensor pela convolução do espectro de reflexão da FBG com uma função de filtragem do filtro fixo.

Na Figura 3.4 a área tracejada é determinada pela convolução dos espectros de reflexão da FBG (posição do CDO de Bragg variável) e de transmissão do filtro (fixo e ajustável) parcialmente sobrepostos. O filtro impõe uma atenuação na intensidade do sinal óptico reflectido consoante a sua sintonia fixa, de valor distinto para cada FBG.

O sistema desenvolvido desmodula dinamicamente a intensidade óptica variável produzida pela convolução do espectro variável de reflexão de uma FBG e um filtro passa banda de sintonia fixa. A variação da intensidade óptica é convertida em variação de tensão eléctrica, que por sua vez é digitalizada em um computador e convertida directamente em deformação associada a um evento mecânico impulsivo. Quando o filtro é sintonizado correctamente, a relação entre a potência óptica fotodetectada, lida como tensão de saída do canal Sensor, e a variação do comprimentos de onda de Bragg é linear, conforme mostra a figura que segue.



**Figura 3.5:** Exemplo de curva de calibração obtida para uma FBG. O coeficiente angular da reta é de  $-50 \text{ V/nm}$ .

Somente o sinal óptico de reflexão de uma FBG pode passar na saída do filtro sintonizável pois as bandas de filtragem são distanciadas em 5 nm e as FBGs são gravadas com c.d.o. de Bragg espaçadas entre si em aproximadamente 10 nm. Devido à acção do filtro a potência óptica recebida pelo foto-detector do canal do SENSOR pode variar de um mínimo de zero a um máximo correspondente aproximadamente à potência associada ao espectro de reflexão de uma FBG, a qual é sintonizada.

Levando-se em conta que o filtro representa uma atenuação do sinal no canal sensor para a obtenção de uma maior relação sinal-ruído [32] [47] aplicou-se no projecto do sistema óptico uma fonte de alta potência óptica ASE em vez de um LED e componentes direccionadores de baixa perda tais como o circulador em detrimento de um acoplador 50/50 e o acoplador 90/10 em detrimento de um acoplador 50/50. Desta forma obtêm-se níveis de potência de sinal foto-detectados maiores, garantindo-se relações sinal ruído maiores.

No projecto do CVB foi aplicada uma técnica inovadora na detecção por intensidade óptica, em que são feitas várias compensações, nomeadamente para as flutuações de potência da fonte óptica, para as ligações e curvaturas das fibras ópticas.

O braço do acoplador óptico que transfere 10% da potência do sinal recebido ao foto-detector é ligado ao canal de referência para monitorizar a potência óptica reflectida pela totalidade das FBGs. A reflexão de sinal óptico de todas as FBGs sensoras e de referência é então convertida em tensão eléctrica pelo canal de referência. Uma leve variação na potência do sinal reflectido (menor que 0,1 mV) proveniente de forma isolada ou simultânea de qualquer uma das FBGs pode ser detectada neste canal. O desvio do valor esperado da potência emitida pela ASE dispara a execução automática dos procedimentos de auto-calibração da fonte óptica, geridos pelo programa aplicativo no PC e impede que tais alterações gerem um erro de medida maior que  $\pm 5 \mu\text{e}$ .



O CVB efectua medidas para um intervalo espectral onde ocorre a máxima e a mínima convolução entre os espectros de reflexão da rede sensor e o de transmissão da rede de referência, como se pode ver na Figura 3.4. A área tracejada, que corresponde à zona de sobreposição entre os dois espectros representa a região de luz não rejeitada pelo filtro e que será foto-detectada e amplificada em um sistema de amplificação linear. Sendo assim, há uma correspondência unívoca entre o valor de potência óptica e a variação do espectro da rede sensor associada.

O sistema de desmodulação dinâmica em intensidade óptica adquire sinais impulsivos de alguns mili-segundos. O CVB de aquisição adquire dados a uma taxa de 1 MHz e está apto a detectar sinais dinâmicos com componentes em frequência até 100 KHz, faixa de deformação de  $\pm 450 \mu\epsilon$ , resolução de  $1 \mu\epsilon$ , erro de  $\pm 5 \mu\epsilon$ . Um programa de controlo em LabView foi desenvolvido para a leitura e automatização do início e paragem do sistema e controlar a aquisição de dados.

## Capítulo 4

### 4. Materiais e métodos

Ao longo do próximo capítulo será feita uma descrição pormenorizada da componente prática, a mais representativa deste trabalho. Primeiro serão descritos os processos, metodologias de fabrico dos novos conceitos de implantes idealizados. Seguidamente serão abordados os dispositivos de ensaio e as diferentes técnicas de ensaio experimental, estáticas e dinâmicas, com o objectivo de comparar os diferentes implantes. Será dada uma particular ênfase a todas as dificuldades que foram surgindo ao longo deste trabalho, assim como as respectivas soluções e alternativas.

#### 4.1 A definição do novo sistema de implante

O desenvolvimento do novo sistema de implante dentário pode seguir várias vertentes. Uma delas pode passar pela alteração da geometria do implante ou utilizando a junção de materiais diferentes. É possível verificar que dois implantes com composições materiais diferentes podem induzir campos de deformação iguais. Por exemplo, para tal, pode considerar-se que a rigidez em flexão entre os dois, deve-se manter igual, ou seja,

$$(EI)_{material\_único} = (EI)_{material\_núcleo} + (EI)_{material\_revestimento} \quad (4.1)$$

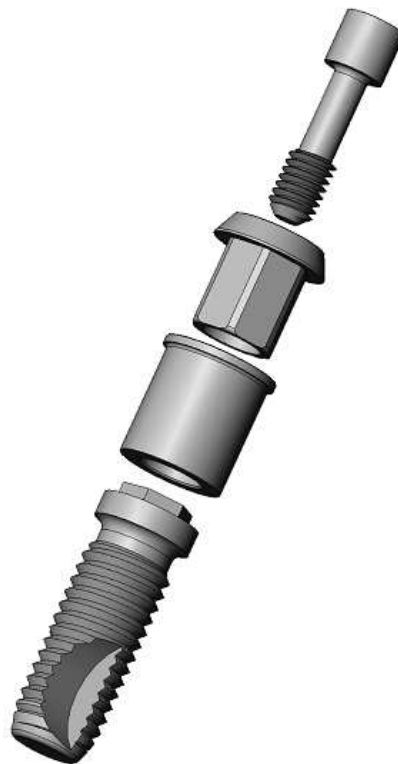
onde EI representa a rigidez, em que E é o módulo de elasticidade e I o momento de inércia.

A primeira fase deste trabalho passou pela definição clara e objectiva dos novos conceitos de implantes a serem ensaiados. De início sabíamos que queríamos inovar quer nos materiais, quer na configuração, pois existia a ideia, e alguma informação já apresentada na revisão bibliográfica, que defendia que a utilização de materiais com baixa rigidez em implantologia, poderia favorecer o fenómeno de transferência de carga do implante para o osso circundante, logo poderia favorecer a osteointegração.

Outra das decisões iniciais que serviram de pressupostos para o futuro desenrolar dos trabalhos, passou pela definição da escala de implantes a utilizar. Uma vez que as inovações a introduzir nos modelos a testar passariam por inclusão de diferentes

materiais, existia o problema associado à dificuldade de reproduzir esses conceitos à escala dos implantes normais, quer devido a questões de ordem técnica, quer por motivos económicos, uma vez que seria excessivamente caro, quando nesta fase de pré-desenvolvimento, ainda não existiam certezas quanto ao comportamento dos mesmos. Assim optou-se por utilizar o conceito de escala, e realizar estes novos modelos a uma escala superior em quatro vezes ao tamanho médio dos implantes dentários. Assim com a colaboração da NobelBiocare (empresa fabricante de implantes do tipo Brenmark) obteve-se um modelo de implante quatro vezes superior ao normal, o qual foi designado de “macro-implante”. Este macro-implante é fabricado em Aço Inoxidável AISI 316. Apesar de esta não ser a liga mais utilizado em implantologia, pois como já foi visto anteriormente, as ligas de titânio são as mais utilizadas actualmente, para o objectivo a que este trabalho se propunha, este macro-implante em aço inoxidável satisfazia as necessidades, uma vez o mais importante era comparar diferentes conceitos

Um sistema de implante dentário completo, pode ser observado na figura abaixo:



**Figura 4.1:** Sistema de Implante completo Branemark, modelo standard da NobelBiocare (modelo em SW2005)

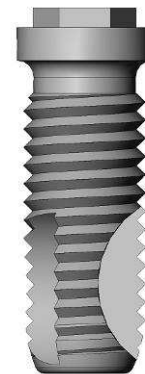
Como pode ser na figura, e já pode ser observado no capítulo 2, o sistema é constituído por diversos componentes, nomeadamente implante e pilar. No caso do nosso estudo, o

único componente que irá ser estudado, é aquele que está em contacto directo com a estrutura óssea do maxilar, isto é o implante, o qual pode ser visto abaixo, na sua versão metálica:

A partir do macro-modelo, à escala de 1 para 4, do implante dentário da marca Nobel Biocare, sistema Brånemark, modelo standard, foi obtido o seu modelo de base. O macromodelo, fabricado em aço, tem cerca de 35 mm de comprimento de rosca e 15 mm de diâmetro externo. Em anexo podem ser observadas as suas dimensões exactas.



(a)



(b)

**Figura 4.2:** Macro-Implante Branemark (a) modelo standard em aço inoxidável da NobelBiocare (b) modelo 3D (SW2005)

Após estes pressupostos iniciais, pôde-se avançar para a definição dos modelos a utilizar. A primeira fase deste processo de definição dos modelos, passou pela modulação do implante em 3D, tendo sido obtidas todas as cotas através de medição directo do macro-implante existente. Esta modelação permitiu uma mais fácil definição da nova forma a utilizar.

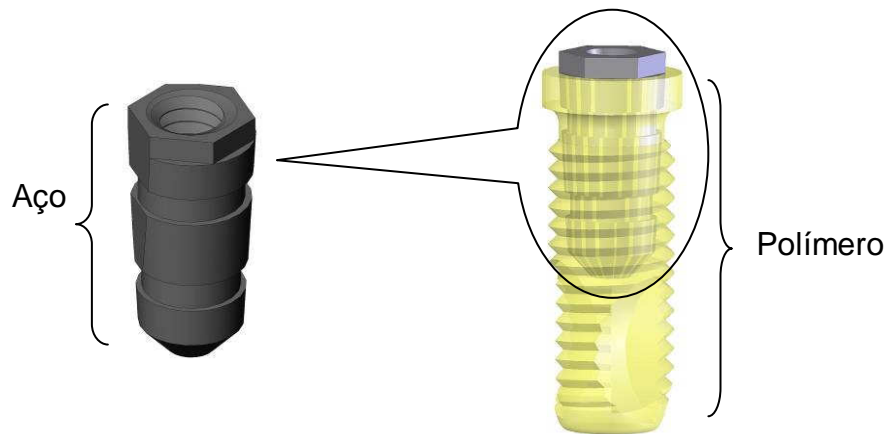
Conforme foi referido acima, foram definidos dois conceitos de implantes alternativos ao implante em aço inoxidável. Um seria um implante totalmente realizado em material polimérico, o outro seria um implante realizado em aço e material polimérico. No primeiro caso, o implante seria uma réplica fiel do implante metálico, mas reproduzida em plástico. O segundo caso seria um implante constituído por um casquilho metálico revestido a material polimérico. A forma deste casquilho foi definida baseada nos seguintes pressupostos:

- Ter uma dimensão suficiente para que fosse totalmente coberta pelo revestimento polimérico, tentando ter uma espessura mínima de polímero de 1 mm;
- Acompanhar a forma geral do implante, nomeadamente no que respeita ao ângulo do cone.

- Possuir atravancamentos físicos na sua forma que permitissem uma boa resistência da junta aço/polímero, quer ao momento de aperto, quer à tracção.

Chegou-se então a uma forma final do inserto metálico, que pode ser vista em detalhe com todas as suas dimensões no anexo deste trabalho.

Na Figura 4.3 pode ser visto o conceito modelado deste implante bi-material:



**Figura 4.3:** Conceito do Macro-Implante bi-material, casquilho em aço e revestimento polimérico.

## 4.2 Fabrico do novo sistema de implante

Após a idealização/modelação dos diferentes conceitos de implantes dentários a comparar utilizando sensores com base em rede de Bragg, chegou-se à fase do fabrico dos mesmos. Várias técnicas de prototipagem estavam disponíveis, as quais podem ser vistas na tabela abaixo, numa análise comparativa das diferentes técnicas passíveis de ser utilizadas no fabrico dos modelos de implantes [49], [52]:

Melhor precisão	CNC	RTV	SLA	SLS	3DP	Pior precisão
Melhor rigidez	RTV	SLS	SLA	CNC	3DP	Pior rigidez
Melhor acabamento	CNC	RTV	SLA	SLS	3DP	Pior acabamento
Mais barato	RTV	3DP	SLA	CNC	SLS	Mais barato
Fabrico rápido	3DP	SLA	CNC	SLS	RTV	Fabrico lento

SLA	Estereolitografia
SLS	Sinterização Selectiva por Laser
3DP	Impressão tridimensional
RTV	RTV - molde de Silicone
CNC	Maquinação

**Tabela 4.1:** Comparação de diferentes técnicas de fabrico de protótipos

Após a análise das diferentes técnicas para o nosso objectivo, a que apresentava maior vantagem era a RTV por molde de silicone, cujas principais vantagens eram [50], [51]:

- Já possuímos um modelo real do macro-implante, para servir de forma para realizar o molde
- Ser a técnica mais acessível e melhor dominada no nosso grupo de investigação
- Ser segundo as características comparativas mostradas na tabela acima, uma das melhores técnicas no geral.

A prototipagem por RTV consiste na obtenção dos mesmos em plástico ou resina, por vazamento de um destes materiais num molde de silicone com um ou mais planos de separação. Após o processo de vazamento, a peça é sujeita a um processo de cura em estufa, obtendo assim protótipos funcionais, para os eventuais estudos que se pretendam fazer. O processo de vazamento é efectuado em câmara de vácuo.

O molde é obtido por vazamento de silicone não curado, numa caixa de molde, com peça (original a copiar) juntamente com o devido sistema de alimentação e plano de separação. Após o vazamento, a caixa de molde vai à câmara de vácuo para retirar todo o ar do silicone, e, seguidamente, vai à estufa efectuar a cura. Após a cura, o molde é seccionado por um bisturi, de modo a definir um ou mais planos de separação [48], [53].

O plástico que foi decidido utilizar foi uma resina polimérica cujas propriedades estão definidas na Tabela 4.2 :

Propriedades mecânicas da resina polimérica	
Módulo de elasticidade (GPa)	2,317
Módulo de young	0.3

**Tabela 4.2:** Propriedades mecânicas do polímero utilizado.

Este material foi escolhido baseado no valor do módulo de elasticidade, que ia de acordo com o objectivo para o material de revestimento. Além de ser também caracterizado pelo sua facilidade de manuseamento e bom acabamento superficial, factores de extrema importância para o estudo em questão.

#### 4.2.1 Preparação da peça para molde

Para se duplicar uma determinada peça (matriz para o molde), devem-se ter em conta vários pormenores. A maioria das peças a obter são intuitivas no que concerne ao plano de separação, bem como qual a parte que corresponderá à separação superior e inferior, mas há casos em que tal não é evidente.

Quando se define o plano de apartação da peça, deve-se procurar que este coincida com as arestas da peça, de modo a reduzir marcas de junta.

Após definir a delimitação da junta, deve-se usar fita adesiva a circunscrevê-la, pois esta vai facilitar a separação entre o molde inferior e o superior, devendo-se assegurar que a junta coincida com a aresta. A fita adesiva deve ser de cor e opaca. Caso seja translúcida, deve-se colori-la recorrendo a canetas de feltro.

Como qualquer sistema de injeção de material, o molde deve possuir um sistema de canais de alimentação, e um sistema de canais de respiro. Assim devem ser considerados estes elementos durante a fase de fabrico do molde.

No caso de peças esbeltas (relação volume/área pequeno) ou que têm zonas de elevado volume (quando comparado com o volume total da peça), separadas por zonas de secção reduzida, poderá recorrer-se a dois canais de entrada.

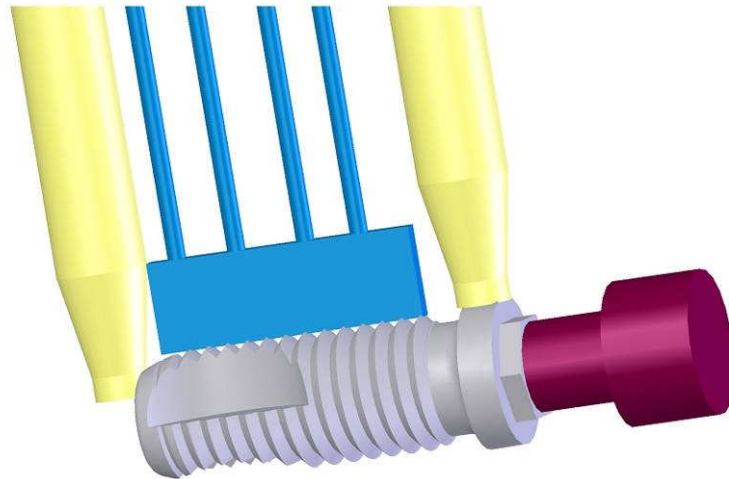
Esta solução também deve ser adoptada quando temos a presença de roscas, caso da nossa peça.

No caso de se fabricar dois componentes independentes na mesma moldação, deve-se também recorrer a solução de dois canais.

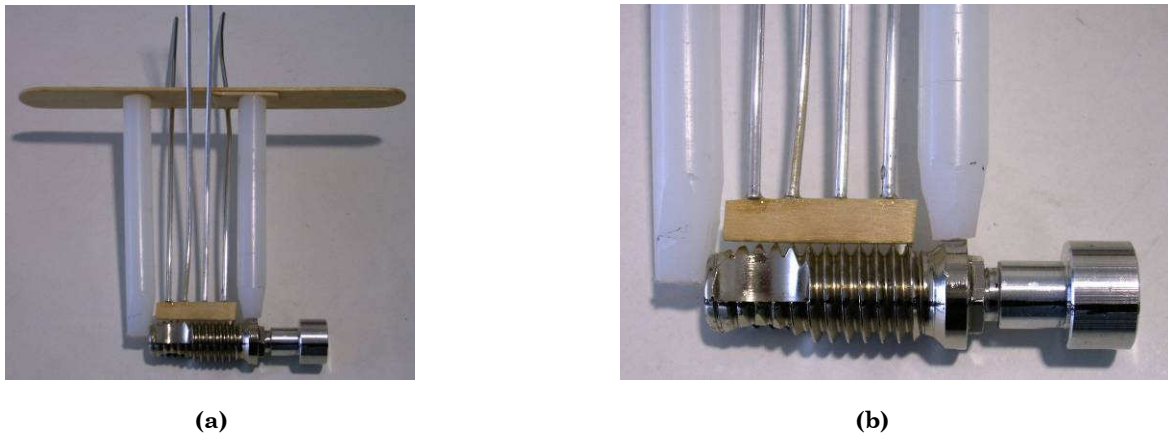
Aquando do vazamento do material, ar é expulso devido ao vácuo envolvente (o ar sai por depressão). Para evitar o surgimento de chochos, ou espaços não preenchidos, recorre-se ao uso de canais de respiro. Estes são colocados sempre em locais de maior cota, e podem ser espaçados entre si, de alguns milímetros ou várias centímetros, dependendo da forma da peça. O diâmetro destes canais, pode variar, dependendo do volume da peça (a relação volume/área influencia este parâmetro), podendo ir até aos 2mm de diâmetro.

No presente trabalho, usaram-se respiros com um diâmetro de cerca de 2 mm. Para a fixação dos respiros foi utilizada cola (cianoacrilato) entre estes e a peça e entre os mesmos e as régua de madeira.

Este sistema foi estudado também com recurso à modelação computacional, de forma a estudar a configuração que optimizasse a qualidade da peça final obtida. Uma vez que o macro-implante continha uma rosca interna, que recebe o pilar do implante, esta parte também tinha que ser contemplada no fabrico do molde em silicone.



**Figura 4.4:** Estudo do sistema de alimentação e respiro do protótipo de macro-implante, a azul está representado o sistema de respiro, a amarelo o sistema de alimentação com macho incorporado a vermelho.



**Figura 4.5:** (a) Sistema de alimentação, respiro, macho e plano de apartação (visível a linha preta) (b) detalhe de (a)

Durante esta fase também devem ser analisadas as necessidades de contra-saídas e a necessidade de uso de machos.

Antes de mais, há que referir que os moldes são de material silicone, em que factores como contra-saídas podem ser, dentro de determinadas limitações, desprezados, tirando partido da elevada elasticidade do silicone para, inclusive, evitar o uso de machos.

No caso em estudo, não foram necessárias contra-saídas, no entanto foi necessária a utilização de um macho para a definição da rosca interior do implante. Este macho foi fabricado em alumínio, devido à facilidade em maquinar este material. Os detalhes do mesmo podem ser vistos em anexo.



### 4.2.2 Preparação da caixa de molde

A caixa molde deve ser de um material relativamente rígido (cartão canelado plastificado pode ser uma solução, mas pode-se recorrer a outro tipo de objectos como vasilhas de acrílico, plástico, metal ou outros).

Esta pode ter uma forma paralelepipedica, mas pode-se recorrer a outras formas, de modo a reduzir o volume do molde (para peças com formas semelhantes às de revolução, pode-se usar por exemplo uma caixa cilíndrica). As dimensões desta devem ser suficientes para conter a peça, com uma folga envolvente de 30 mm à excepção do topo, que deve ser de pelo menos 50mm. Quando a peça tem um volume reduzido, apesar de ter dimensões elevadas, a folga superior deve ser superior, podendo usar-se como referencia, 50 a 80mm, conforme os casos.

### 4.2.3 Preparação do silicone

De seguida são explicadas as várias etapas que envolvem a preparação do silicone.

É de salientar que, quando a peça modelo está pronta para receber o silicone, esta deve ser pulverizada com desmoldante, de modo a que o silicone não cole a nenhuma das partes da matriz (este pode ser dado em duas passagens).

A preparação do silicone só deve ser inicializada, quando todo o procedimento de preparação necessário esteja concluído. Todo o processo deve ser realizado num curto espaço possível devido ao facto do silicone entrar num processo de cura assim que se efectua a adição do endurecedor (conforme pode ser lido mais à frente).

#### 4.2.3.1 Volume necessário de silicone

Para o cálculo do volume necessário, deve-se calcular a área da secção recta da vasilha a utilizar multiplicada pela soma de 30 mm do fundo à peça, mais 30 mm do topo da peça ao nível de silicone, mais a altura total da peça .

A menos que o volume da peça seja significativo, pode-se desprezar esta grandeza

No caso de se seguir o método das duas meias moldações, a quantidade de silicone a preparar é diferente, segundo o volume a encher.

#### 4.2.3.2 Preparação, proporções e mistura

Para cada litro de silicone, temos: 1 kg de silicone adicionado de 100 gramas de endurecedor, ou seja, uma mistura na proporção 10:1.

A mistura destes componentes é feita recorrendo a um misturador, que é movido por um berbequim. Esta deve ser feita até a mistura ficar com um aspecto esbranquiçado e homogéneo.

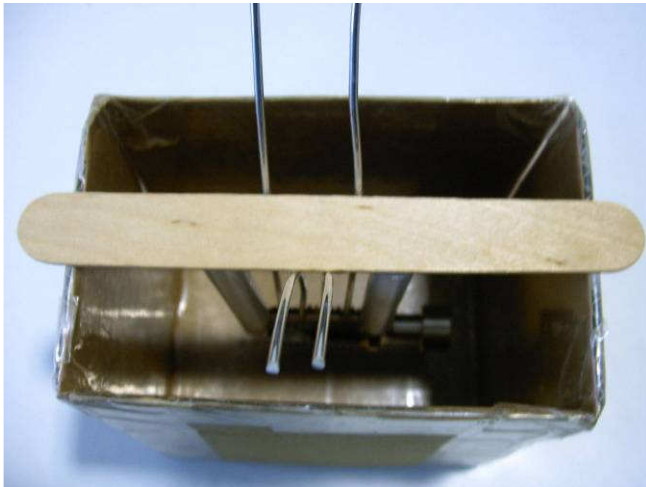
A mistura deve ser feita numa vasilha, devidamente limpa e suficientemente grande para que não se entorne nem saia fora durante a operação de desgasificação.

#### 4.2.4 Cura do silicone (vácuo e estufa)

O silicone, depois de misturado, deve ir a uma máquina de vácuo que tem como objectivo a retirada de bolhas de ar.

Neste momento o silicone está preparado para se dar o enchimento do molde. Quando o molde está cheio, deve ir novamente à câmara de vácuo, estando pronta esta fase quando o “borbulhar” do silicone na caixa de moldação se torna praticamente inexistente (sinal que o ar já saiu totalmente)

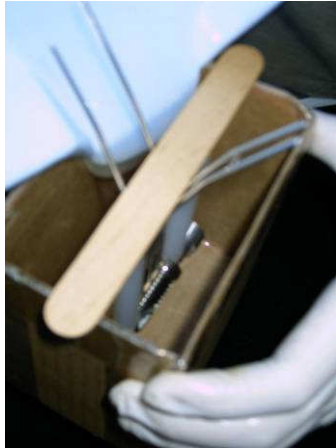
Após esta operação, o molde deve ir a uma estufa previamente aquecida a 60 °C. Esta deve ficar ligada durante cerca de uma hora, e deixando-se depois arrefecer até à temperatura ambiente. No final deste ciclo o silicone encontra-se curado. Abaixo pode ser visto um conjunto de fotos descritivas das fases acima descritas:



(a)



(b)



(c)



(d)

**Figura 4.6:** (a) Caixa de molde com o modelo inserido na posição final (b) preparação do silicone (c) vazamento do silicone na caixa de molde (d) molde depois de curado

#### 4.2.5 Abertura do molde e preparação final para produção dos macro-implantes

Após a cura a caixa é aberta e o molde é retirado. De seguida o molde é dividido nas duas moldações (neste caso em que temos um único plano de separação). A maior preocupação na abertura é conseguir que esta seja suficientemente ondulada no exterior, de forma a obter um posicionamento único e perfeito no fecho do molde, mas com o cuidado de conseguir no interior, junto à peça, abrir o molde o mais próximo possível do plano de separação previamente marcado na peça. Após a abertura do molde, os acessórios que foram utilizados para definir os canais de alimentação e respiro são retirados, a sua extracção é simples bastando recorrer a um pequeno alicate (isto devido à acção do desmoldante). Este processo é feito recorrendo a bisturis e a alicates expansores. No final o molde e os respectivos canais devem ser convenientemente limpos, recorrendo a ar comprimido.



(a)



(b)



(c)

**Figura 4.7:** (a) Caixa de molde aberta e acessórios retirados (b) molde em “backlight” visível o plano de separação na fase de corte, macho, cavidade e canais de alimentação e respiro (c) molde aberto

#### 4.2.6 Obtenção de peças – enchimento do molde

A última fase do processo é o enchimento do molde, donde resultam os modelos. Para tal é necessário preparar a resina dos macro-implantes. Conforme foi descrito no início deste capítulo, a resina usada tem propriedades semelhantes ao ABS, sendo neste caso composta por dois componentes, a resina propriamente dita e o endurecedor.

O objectivo deste trabalho era obter dois tipos de implantes:

- Polímero
- Polímero / Aço

Assim no primeiro dos modelos a obter o processo recorreu unicamente ao uso de resina no molde (com o macho inserido) de forma a obter um macro-implante totalmente polimérico. No segundo caso foi necessário a colocação do inserto metálico já mostrado na Figura 4.3, que enroscou no macho do molde de forma a ficar revestido a polímero.

Para a obtenção de peças com o melhor nível de qualidade deve-se ter especial atenção nesta etapa.

Abaixo são descritos detalhadamente os pormenores mais importantes desta etapa.

##### 4.2.6.1 Preparação do molde

Este, para além de devidamente limpo, deve ser pulverizado com desmoldante (uma ou duas passagens), fechando-o correctamente de seguida.

O molde deve ser previamente aquecido em estufa até cerca do 75 °C. O fecho tem que ser firme, devendo-se recorrer a fita adesiva para o efeito.

Quando os componentes da resina estão preparados, retira-se o molde da estufa e ligam-se todas as condutas de alimentação, colocando depois o conjunto na câmara de vácuo.

##### 4.2.6.2 Preparação, proporções e mistura para obtenção da resina

O volume necessário é o correspondente à soma do volume do sistema de alimentação, respiros e da própria peça. O volume da peça pode ser obtido através do modelo CAD, ou por mergulho da mesma em proveta graduada com água. Assim torna-se fácil estimar o volume de resina necessário para cada enchimento. No caso desta resina, as proporções de resina/endurecedor foram 100/50 em massa. A mistura é realizada num recipiente próprio que pertence à máquina de vácuo, sendo a mistura efectuada na mesma, já em vácuo, pois a máquina possui uma pá misturadora e um sistema de enchimento próprio.

#### 4.2.6.3 Cura da peça (vácuo e estufa)

O molde, os canais de alimentação, o funil, assim como a mistura de resina deve ser colocado na câmara de vácuo e deve ser ligado o sistema. Seguidamente deve ser misturada a resina, com recurso à pá misturadora da câmara de vácuo e após alguns minutos a resina deve ser vertida no sistema de alimentação

Quando a resina começar a sair pelos canais de respiro, conclui-se que o molde está preenchido, e o processo de vazamento concluído.

Após pressurização da câmara, leva-se o conjunto à estufa a uma temperatura de cerca de 75 °C, durante cerca de 1 hora, de forma a realizar a cura.

#### 4.2.6.4 Extracção do protótipo

Após concluída a cura, arrefece-se o conjunto até à temperatura ambiente. Seguidamente, abre-se o molde, retira-se a peça e procede-se à remoção do sistema de alimentação e respiros.

Seguidamente, prepara-se o molde, limpando-o, e removendo qualquer resto de resina que tenha ficado.

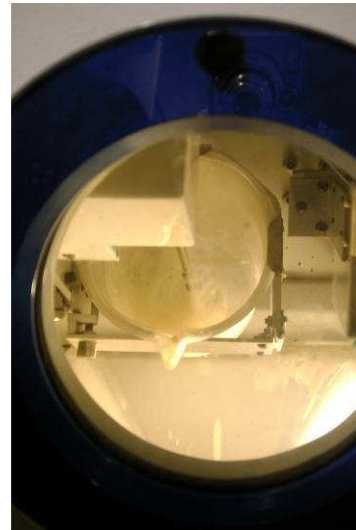
Este processo foi repetido algumas vezes devido a problemas que foram surgindo e foram corrigidos ao longo do tempo, os quais serão explicitados de seguida.



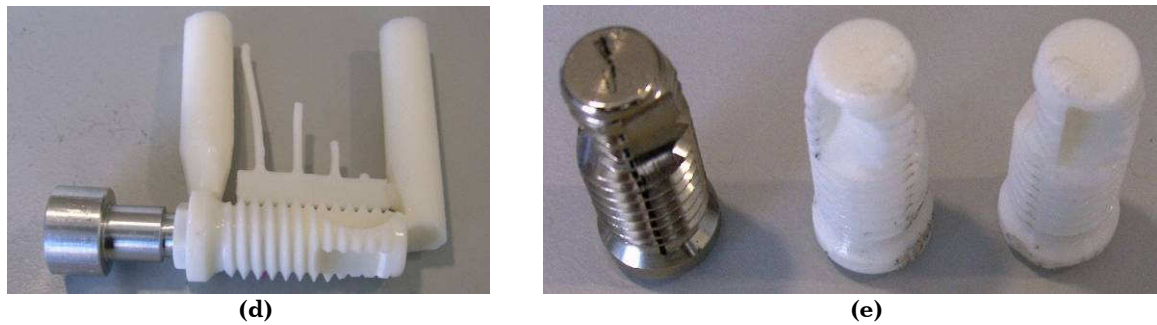
(a)



(b)



(c)



**Figura 4.8:** (a) Preparação da resina (b) vazamento da resina na câmara de vácuo (c) sistema de alimentação da resina para o molde na câmara de vácuo (d) modelo com canais de alimentação e respiros (e) 3 modelos finais prontos para os ensaios

O macro-implante de fabrico mais exigente, foi o implante polimérico com inserto metálico. A principal dificuldade residia em obter uma união totalmente uniforme entre o inserto e o revestimento polimérico. Na figura ao lado pode ser observada a versão final desse implante, com um excelente acabamento.

**Figura 4.9:** Pormenor do implante misto (inserto metálico com revestimento polimérico)



#### 4.2.7 Problemas na fabricação dos modelos

Após a descrição do processo de fabricação dos modelos, não deve ser deixada de lado a questão dos problemas que surgiram ao longo deste processo, os quais foram sempre resolvidos, tendo-se conseguido chegar a um resultado de acordo com os objectivos para as peças fabricadas.

A primeira questão prendeu-se com o molde de silicone, a primeira tentativa de o realizar não foi muito feliz, tendo o mesmo ficado com algumas bolhas na zona da cavidade da peça, o que afectaria muito o acabamento das mesmas. Este problema deveu-se certamente a um curto período de vácuo, que não foi suficiente para que todo o ar contido no molde se pudesse libertar. Na segunda tentativa o molde saiu perfeito.

Outro ponto crítico foi a questão do macho para a rosca interior do implante. Nos primeiros modelos realizados, totalmente poliméricos, quando se chegou à etapa da extracção e foi necessário retirar o macho (alumínio) do interior do implante (polímero) foi extremamente difícil a operação, levando constantemente a criar marcações no implante devido à força necessária para o desenroscar. Após algumas tentativas onde se alteraram alguns parâmetros, nomeadamente a quantidade de desmoldante e a temperatura/tempo de cura, conseguiu-se uma situação de compromisso e obteve-se uma peça de excelente qualidade. Este problema não se colocou para o implante com casquilho em aço, uma vez que a ligação roscada do

macho nesse caso era metálica (aço/alumínio), logo foi extremamente fácil retirar o macho.

### 4.3 Preparação dos blocos para inserção dos implantes

Outra das etapas que foi necessário fazer antes de passar aos ensaios dos diferentes tipos de implantes foi a preparação dos blocos de material para inserção dos implantes. O objectivo do trabalho era realizar ensaios em blocos de osso bovino fresco dos três diferentes conceitos de implante, mas quer devido à previsível complexidade da operação, nomeadamente pelo difícil posicionamento da rede dos sensores, quer também devido à necessidade de fazer uma pré-validação do sistema de ensaio, foi decidido realizar além dos blocos de osso bovino, um bloco em silicone. Este bloco, devido ao facto de ser translúcido, tornou-se uma excelente ferramenta para aperfeiçoar as técnicas de colagem dos sensores.

#### 4.3.1 Bloco de Silicone

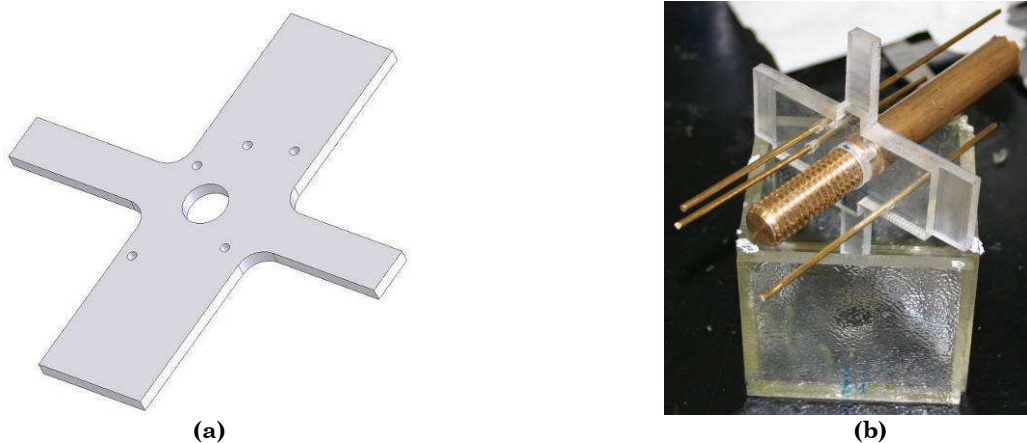
O bloco de silicone foi fabricado recorrendo à mesma técnica do fabrico do molde. Objectivo deste bloco foi permitir fazer um pré-ensaio num material mais fácil de trabalhar, assim como estudar quais as distancias dos sensores adequadas e otimizar a técnica de colagem, tirando beneficio das características translúcidas do bloco, que permite assim visualizar correctamente as furações para os sensores.

Uma vez que para este objectivo era necessário um rigor dimensional grande para o posicionamento dos furos dos sensores, dispostos radialmente ao implante e do próprio implante, foi construída uma caixa rígida em acrílico e foi maquinado um posicionador em acrílico para permitir um posicionamento preciso de todos os componentes (implante e sensores). A caixa foi fabricada com as dimensões aproximadas de 50 mm x 50 mm x 50 mm. O posicionador foi fabricado com a posição para o implante central e depois com furações radiais para os sensores com distâncias ao centro de 10; 12,5; 15; 17,5 e 20 mm.

O bloco de silicone final terá assim 5 furos para testar diversas soluções de inserção dos sensores, assim como um furo central roscado onde entrará o implante. Os canais para os sensores foram definidos com 2 mm de diâmetro, e posicionados com recurso a varetas metálicas, o furo roscado para o implante foi realizado através de um macho roscado com um passo e um fio de rosca idêntico ao do implante. Em anexo podem ser vistos os detalhes das dimensões do posicionador.

Nas figuras abaixo podem ser vistos o modelo do posicionador e o posicionador já fabricado com os machos para a caixa do implante e para os canais para sensores.





**Figura 4.10:** (a) Modelo do posicionador (b) posicionador, caixa e machos

Na Figura 4.11 abaixo pode ser visto o bloco de silicone finalizado



**Figura 4.11:** Bloco de silicone finalizado

#### 4.3.2 Blocos de Osso bovino

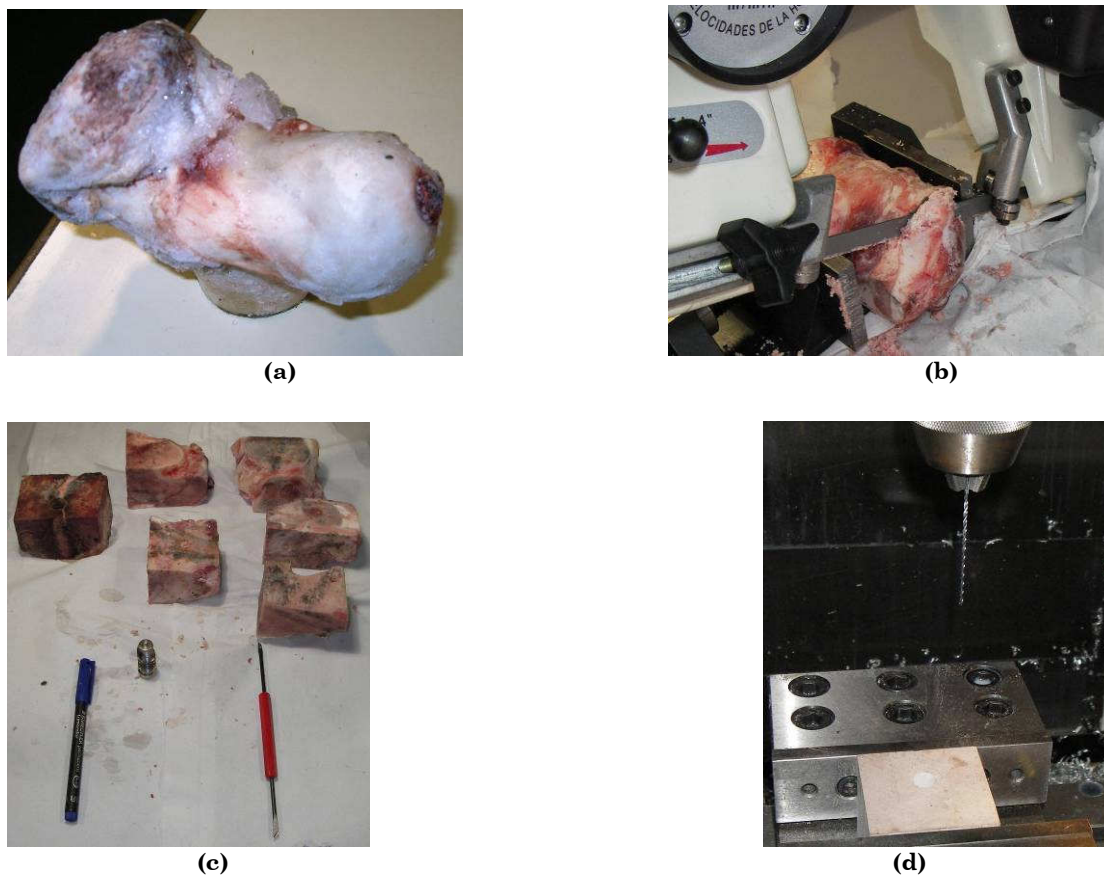
O objectivo principal do trabalho foi estudar o comportamento dos implantes realizados, quando inseridos em blocos de osso fresco bovino. Para tal utilizaram-se cabeças de fêmures bovinos, a partir das quais se cortaram blocos com as seguintes dimensões aproximadas: 50 x 50 x 50 mm. O motivo pelo qual se usara cabeças de fémur bovino, foi devido à quantidade de osso trabecular possível de obter neste caso. Conforme foi visto no capítulo 2, os alvéolos dos dentes são maioritariamente constituídos por osso trabecular, daí ser necessário para o nosso trabalho utilizar blocos com o osso trabecular distribuído da forma mais homogénea possível.

O corte dos blocos foi realizado numa primeira fase recorrendo a uma serra de fita, para a primeira aproximação das cotas, passando depois pela fresadora para o acerto final. Além da forma exterior, após a definição das posições do implante e dos



sensores, foi necessária a furacão dos canais dos sensores e fazer o furo para roscar o implante. Esta fase de preparação é colocada aqui nesta ordem, por uma questão de ordenação de processos de fabrico, embora na verdade ela tenha sido realizada após alguns ensaios estáticos preliminares descritos mais à frente, uma vez que estes ensaios é que deram o contributo necessário para a definição da posição final dos sensores. Uma vez que o processo de inserção de implantes é feito por parafuso auto-roscante, no osso foi apenas aberto um furo com a dimensão adequada a esta operação. Neste caso foi um furo de 12,5 mm com 35 mm de profundidade. Os furos passantes para os sensores foram realizados com uma broca longa de 1,5 mm numa primeira passagem, sendo alargado a 2 mm numa segunda passagem. Esta operação foi realizada em duas passagens, devido à fragilidade da broca, inerente à sua relação diâmetro/comprimento (1,5/50 mm).

Nas figuras abaixo podem ser observadas algumas etapas da preparação dos blocos de osso.



**Figura 4.12:** (a) Cabeço de fémur de boi (b) Corte dos blocos de osso (c) Diveros blocos cortados (d) Processo de furacão dos blocos

A preparação destes blocos foi uma etapa curiosa, mas também aquela que se revelou mais indesejada, devido a todo o processo de manuseamento de ossos, odores, limpeza dos equipamentos, como é fácil imaginar.

### 4.3.3 Blocos de outros materiais

Além dos blocos atrás descritos, os quais foram fabricados com o objectivo de fazer os ensaios experimentais, foram também preparados blocos de outros materiais, nomeadamente Polioli (referência de um material compósito) e Poliuretano Expandido, os quais foram cortados e furados unicamente para efeitos de preparação de ensaios, nomeadamente para testes de aparafusamento do implante. Em ambos os materiais também foi testada a colagem dos sensores, tendo a mesma revelado que o poliuretano expandido é de muito difícil colagem, devido à sua textura muito irregular e frágil.

Nas figuras abaixo podem ser visto estes blocos utilizados nos preparativos dos ensaios:



(a)



(b)

**Figura 4.13: (a) Bloco de Poliuretano Expandido (b) Bloco de Polioli**

## 4.4 Dispositivos de ensaio

Para os ensaios a que este trabalho se propôs, quer estáticos, quer dinâmicos, foi necessário desenvolver alguns dispositivos, nomeadamente o dispositivo de fixação do conjunto osso/implante e os dispositivos de carregamento.

### 4.4.1 Dispositivos de fixação dos blocos

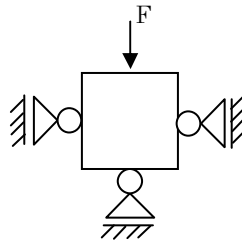
O sistema de fixação foi totalmente realizado em aço, sendo as ligações necessárias aparafusadas. A maquinação do mesmo foi realizada nas oficinas do nosso departamento.

A concepção do dispositivo de fixação teve os seguintes pontos em consideração:

- Rigidez suficiente de forma a não alterar os resultados dos ensaios, actuando como um corpo rígido, quando sujeita ao impacto da carga dos ensaios dinâmicos

- Possibilitar algumas correcções da fixação inerentes a algumas irregularidades da geometria dos blocos

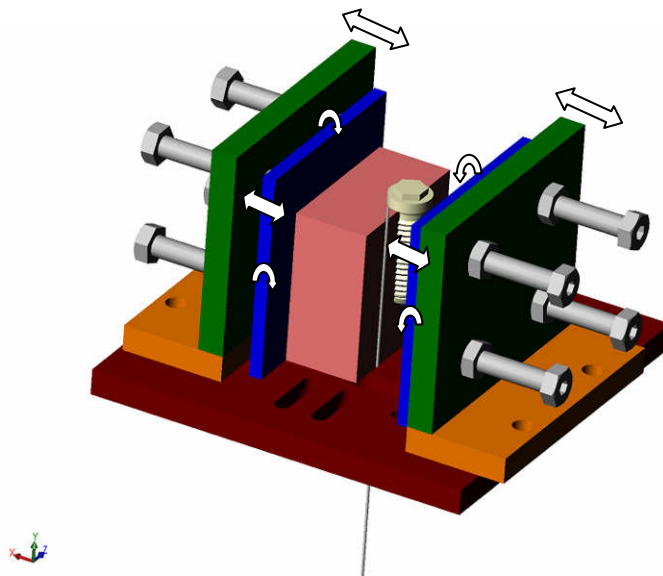
Para o sistema de fixação foram definidos 3 pontos. No esquema abaixo é explicitado o mesmo considerando o caso bidimensional.



**Figura 4.14:** Diagrama de corpo livre do sistema de fixação do bloco de osso

Foi escolhido o aço, por ser um material com propriedades e facilidade de fabrico adequado ao objectivo, possui uma excelente rigidez, necessária para a realização dos ensaios. A geometria foi estudada recorrendo ao software de modelação, Solid Works.

Na Figura 4.15 pode ser vista a forma final do dispositivo de fixação, sendo possível verificar a multiplicidade de ajustes de forma a permitir sempre uma correcta fixação do bloco, quer ao nível de dimensões totais, quer ao nível de irregularidades de forma, assim como os movimentos de afinação que o sistema permite.



**Figura 4.15:** Esquema do sistema de fixação e respectivos movimentos

Na Figura 4.16 abaixo pode ser visto uma etapa da maquinação do dispositivo e o dispositivo de fixação final em fase de testes com o bloco de osso.



**Figura 4.16:** (a) etapa do fabrico do sistema de fixação (b) teste do sistema com um bloco de osso

Em anexo podem ser vistos os esquemas detalhados do dispositivo de fixação.

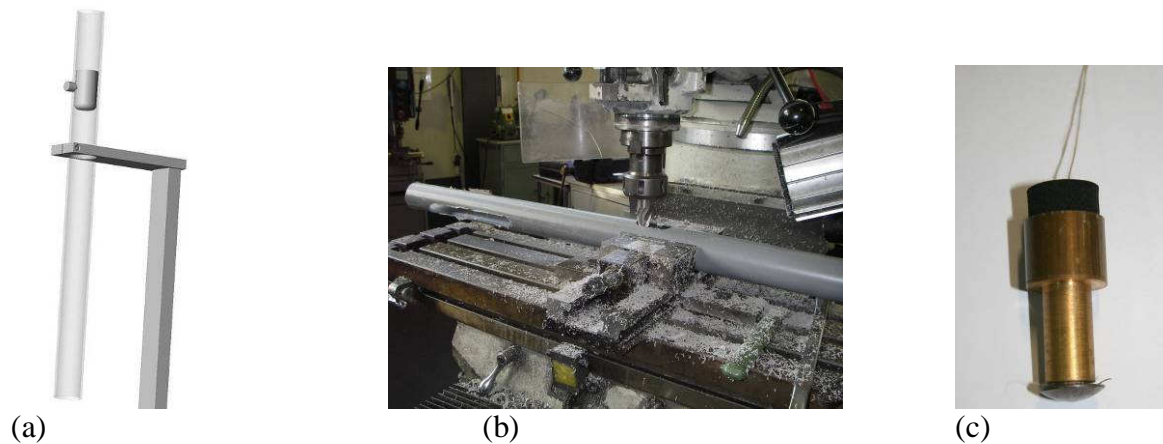
#### 4.4.2 Sistema de guiamento e cargas

Juntamente com o dispositivo de fixação, foram também realizados dois dispositivos, respectivamente para os ensaios estáticos e dinâmicos para o guiamento das cargas nos ensaios, assim como as cargas em si. A solução técnica encontrada para ambas as situações foi a utilização de um tubo, que permitisse a aplicação da carga axialmente ao implante. Os tubos para os dois ensaios diferentes variaram quer no seu diâmetro, quer no material. No diâmetro devido ao facto das cargas em causa serem distintas, na ordem das dezenas de gramas no ensaio dinâmico e na ordem dos quilogramas no ensaio estático. Quanto ao material, o mesmo foi distinto, pois para os ensaios dinâmicos era necessário definir um ponto de altura do peso, assim o material escolhido foi transparente de forma a tornar o ensaio mais rigoroso e mais fácil. Na tabela abaixo são resumidas as dimensões dos tubos de guiamento e as respectivas cargas realizadas.

	Ensaio estáticos	Ensaio dinâmicos
Diâmetro dos tubos de guiamento	48 mm	15 mm
Material do tubo de guiamento	Polipropileno	Acrílico
Dimensão das cargas	Aprox. 48 x 75 mm	Aprox. 15 x 40 e 15 x 100
Massa das cargas	1 kg cada – 8 kg no total	55 g e 170 g

**Tabela 4.3:** Tabela resumo dos tubos guiamento e das cargas preparadas.

Nas figuras abaixo podem ser vistas algumas etapas do processo de fabrico do guiamento e das cargas:



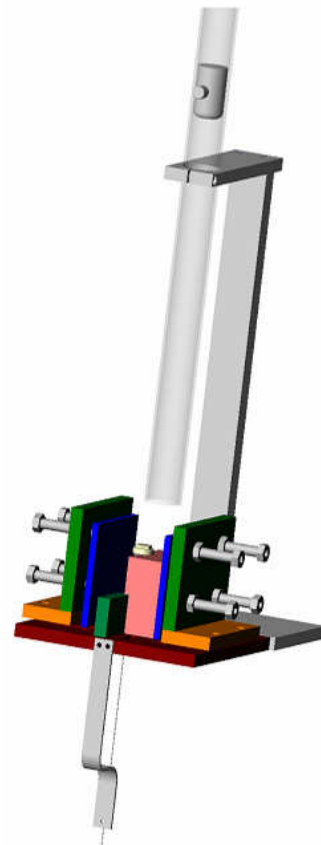
**Figura 4.17:** (a) estudo do sistema de guiamento (b) etapa do fabrico (c) carga dinâmica

Também foi realizado um sistema de fixação para as fibras, de forma a permitir que estas ficassem protegidas durante os ensaios. Esta necessidade surgiu após o início dos ensaios, pois constatou-se a grande fragilidade que têm as redes, nomeadamente para este tipo de ensaio.

#### 4.4.3 Dispositivo de ensaio completo

Nos pontos atrás já foi descrito o sistema de ensaio e as suas diversas componentes, após esta fase, puderam juntar-se todos os elementos e formar o sistema de ensaio completo, o qual foi sendo estudado, fabricado e melhorado ao longo da realização dos vários ensaios, muitas vezes repetidos por algumas ocorrências inesperadas, conforme veremos à frente.

Assim na Figura 4.18 pode ser visto o dispositivo de ensaio completo modelado, após a conclusão de todos os seus componentes. De realçar que o mesmo foi evoluindo ao longo do trabalho até atingir esta forma final.



**Figura 4.18:** Dispositivo de ensaio completo

## 4.5 Fixação dos sensores

Conforme já foi referido atrás, os sensores de deformação utilizados neste trabalho, são FBG, as quais se encontram gravadas em fibras ópticas. A fibra óptica é um material que apresenta uma boa resistência à tracção, mas uma má resistência ao corte.

Diversas técnicas foram utilizadas para efectuar uma colagem eficaz da fibra óptica com as redes no interior do furo de 2 mm. Ao longo do trabalho foram partidas cerca de 15 fibras.

Nem todas as fibras continham redes gravadas, uma vez que para as primeiras experiências de colagem, nos blocos de material atrás referido, eram usadas fibras ópticas sem redes, de forma a diminuir o custo desta fase. Uma fibra com uma rede gravada tem um custo incomparavelmente maior ao de uma fibra vazia, uma vez que o processo de gravação e calibração de cada rede, além dos custos materiais, tem sempre cerca de 1 dia de trabalho incorporado.

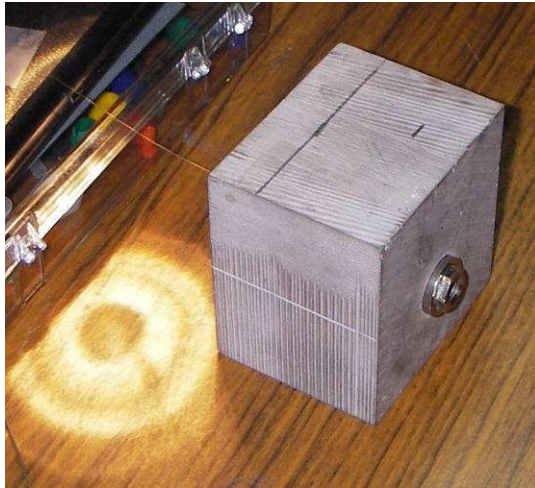
Mesmo assim foram partidas algumas fibras já com redes gravadas, o que atesta bem qual foi o maior problema deste trabalho. De cada vez que isso acontecia, o ensaio tinha que ser cancelado, tinha que ser preparado um novo bloco de osso fresco, gravar novas redes e preparar os ensaios novamente. É um processo que levava sempre alguns dias para voltar a ter tudo preparado. Ao longo do trabalho foram partidas cerca de 5 fibras já com redes gravadas.

Embora esta situação tenha ocorrido mais vezes do que o esperado inicialmente, tentámos sempre aprender com os erros, até que se chegou a uma solução final com uma taxa de sucesso na colocação dos sensores muito boa.

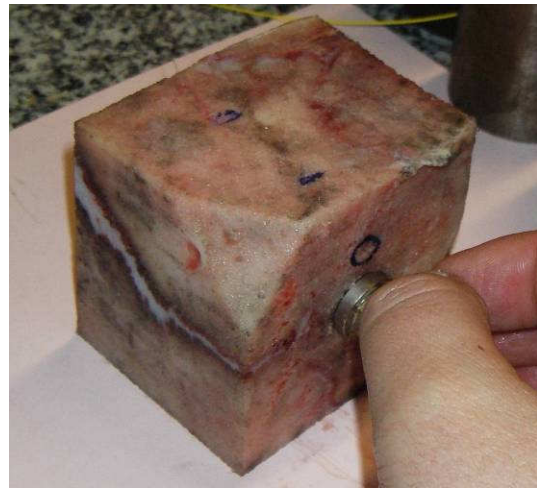
A primeira técnica que foi usada consistiu na passagem de cianoacrilato ao longo da fibra, com especial incidência sobre as redes (que têm um comprimento aproximado de 3 mm), passando depois a fibra através da furação no bloco de material e aguardando alguns segundos na posição correcta até a colagem ser realizada. Esta técnica além de muito imprecisa, requeria uma destreza demasiado elevada, pois estávamos a lidar com uma fibra mais fina que um cabelo humano.

Após alguns estudos e várias tentativas, chegámos à técnica final que consistia em passar a fibra através do orifício no bloco, posicioná-la correctamente, traccioná-la com uns blocos em aço, de forma a terem massa suficiente para manter a tracção. A altura destes blocos era variada de forma a permitir um correcto ângulo de inserção da fibra. Depois da montagem descrita estar estabilizada, a fibra era impregnada de cola, recorrendo a uma seringa com agulha flexível, marcada com as posições das redes, o que permitia colocar a cola precisamente no local da rede. A rede tem um comprimento de cerca de 3 mm.

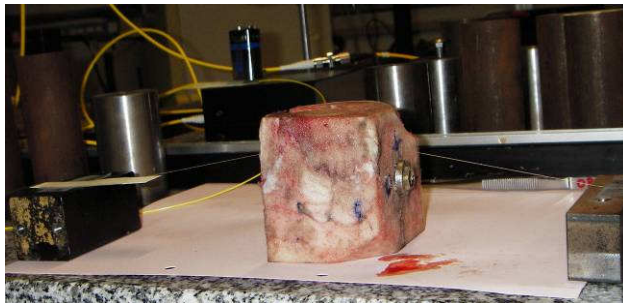




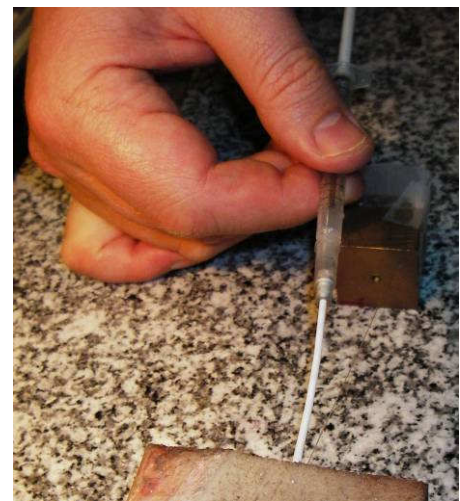
(a)



(b)



(c)



(d)

**Figura 4.19: (a) testes do sistema de colagem com fibras sem redes (b) 1ª fase – Posicionamento da fibra com as FBG (c) 2ª fase – Tracção da fibra com as FBG (d) 3ª fase – Colagem da fibra com as FBG**

Esta técnica final levou alguns meses até ser dominada, diversas tentativas e opções foram tentadas antes até chegar a esta solução de utilizar uma seringa para colocar a cola no orifício com a fibra, assim como para definir a geometria dos blocos esticadores da fibra. Pode dizer-se que esta foi a maior dificuldade ao longo de todo o trabalho.

## 4.6 Metodologia dos ensaios

Ao longo do trabalho foram realizados inúmeros ensaios, quer estáticos, quer dinâmicos, com o objectivo geral de chegar a um método de ensaio único e capaz de dar resultados fiáveis.

A metodologia de ensaio será detalhada nesta secção, sendo depois os resultados descritos no próximo capítulo.

Antes de mais na tabela abaixo, de forma a uniformizar as nomenclaturas, encontram-se as designações dos diferentes conceitos de implantes testados:

Macro Implante	Material
A	Aço inoxidável
AP	Misto – Polímero / Aço
P	Polímero

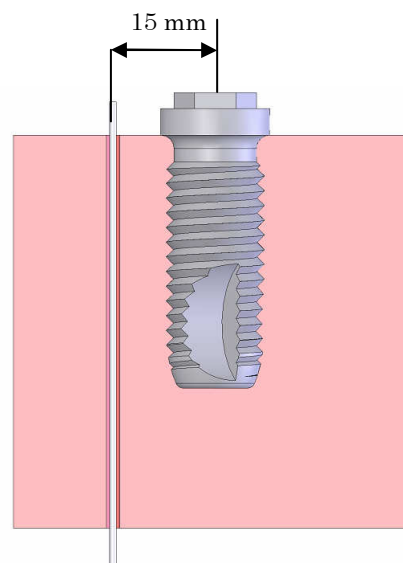
**Tabela 4.4:** Designações e materiais dos macro-implantes

Conforme foi referido anteriormente, a caracterização experimental dos protótipos descritos na secção anterior, foi realizada por meio de ensaios estáticos e dinâmicos, sobre os implantes inseridos em blocos de silicone e de osso bovino fresco.

A razão para a utilização do silicone, deveu-se ao facto de ser um material menos exigente e de mais fácil manuseamento, assim como pelo facto de ter propriedades mecânicas estáveis e perfeitamente definidas, ao contrário do osso fresco.

Para a medição das deformações utilizaram-se redes de Bragg, pelos motivos já explicitados anteriormente, principalmente por serem os únicos sensores passíveis de ser colocados num furo com um diâmetro de 2 mm ao longo de todo o bloco de osso.

A fibra possuía diferentes número de sensores, consoante o ensaio, variando entre 2 e 5 sensores por rede, estando a mesma colocada sempre a 15 mm do centro do implante. No Figura 4.20 pode ser visto o esquema genérico da colocação da rede:



**Figura 4.20:** Esquema em corte da localização da fibra no sistema bloco/implante



No caso dos implantes inseridos em blocos de osso bovino fresco, foram utilizados provetes obtidos a partir de fêmures de bovino, dado que neste caso há uma grande quantidade de osso cortical. Para roscar os implantes no osso, foi primeiro feito um furo com 12,5 mm de diâmetro. Na Figura 4.21 pode ver-se o provete de osso bovino com a rosca aberta.

É de realçar que durante cada ensaio, a troca de implantes era sempre realizada sem retirar os blocos (osso ou silicone) de forma a não induzir tensões distintas nos blocos ensaiados.



**Figura 4.21:** Rosca aberta no bloco de osso com o macro-implante.

Ao longo dos ensaios, foram sempre tidos em conta os procedimentos utilizados durante o processo cirúrgico de implantes reais, uma vez que o procedimento cirúrgico de inserção deste tipo de implantes implica que os mesmos sejam roscados no osso com o momento torsor máximo de 35 Ncm [39]. Como estamos a tratar de um modelo macro, 4 vezes superior em dimensão, o momento torsor adoptado também foi 4 vezes superior, situando-se nos 1.4 Nm. Por outro lado, em simultâneo com este procedimento também se roscou várias vezes o implante antes de se proceder a medições experimentais, por forma a minimizar as possíveis diferenças, resultantes do efeito das tensões residuais induzidas no osso. Conforme foi referido na secção anterior, o dispositivo de fixação permitia depois um correcto ajuste às dimensões dos blocos.

### 4.6.1 Ensaio estáticos

Os ensaios estáticos foram os primeiros a serem realizados. O objectivo principal dos mesmos foi validar todos o sistema de ensaio, desde os dispositivos, passando pela colocação dos sensores. Ao nível de resultados finais comparativos dos diferentes tipos de implante, os ensaios mais importantes foram os dinâmicos.

Os ensaios estáticos consistiram na colocação consecutiva de massas de aproximadamente 1 Kg, conforme pode ser observado na Tabela 4.5, de forma a perfazer uma força progressiva aproximada entre 10 e 100 N.

Nº carga	Massa (g)
1	971
2	966
3	970
4	970
5	972
6	971
7	956
8	970
9	971
10	983

**Tabela 4.5:** Massa das cargas estáticas aplicadas

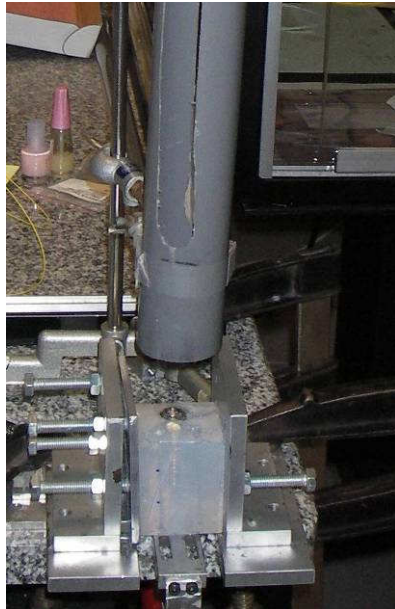
No caso destes ensaios, uma vez que o tempo de resposta não é crítico, os valores com comprimento de onda reflectida pode ser obtido com recurso ao OSA (Optical Spectrum Analyser), sendo os valores registados através de um PC com uma placa de aquisição de dados e um software dedicado, desenvolvido em LabVIEW. Mesmo assim, e uma vez que uma das componentes importantes deste trabalho era validar a utilização de FBG para esta aplicação, também foram medidas as deformações estáticas recorrendo ao sistema dinâmico, podendo depois ser comparados os resultados de ambos, visível esta comparação no capítulo de resultados.

Na tabela abaixo são especificados os ensaios estáticos realizados:

Bloco	Macro Implante	Cargas	Nº FBG	Ref. Ensaio
Silicone	A	1 a 8 kg com resolução de 1 kg	1	4.6.1.1
Silicone	A	1 a 8 kg com resolução de 1 kg · comparação OSA e sistema medida dinâmico	1	4.6.1.2
Osso bovino	AP	1 a 8 kg com resolução de 1 kg	5	4.6.1.7

**Tabela 4.6:** Tabela resumo dos ensaios estáticos realizados

Os resultados obtidos encontram-se todos explicitados no capítulo seguinte. Na figura abaixo pode ser observada a montagem preparada para os ensaios estáticos assim como o sistema de leitura e gravação de dados.



(a)



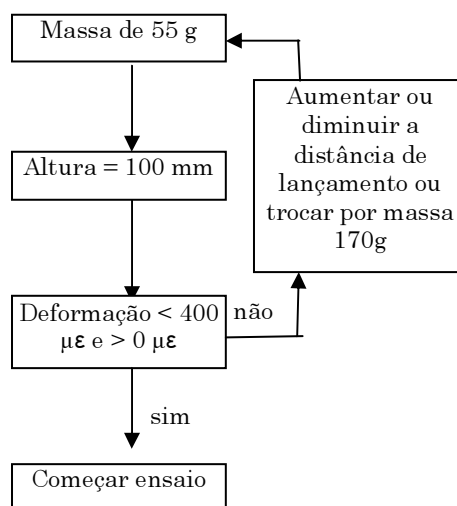
(b)

**Figura 4.22: (a)** Sistema completo para realização dos ensaios estáticos com bloco de silicone e implante de aço inserido **(b)** Fonte óptica regulável e sistema de leitura do espectro do comprimento de onda (OSA)

#### 4.6.2 Ensaio dinâmico

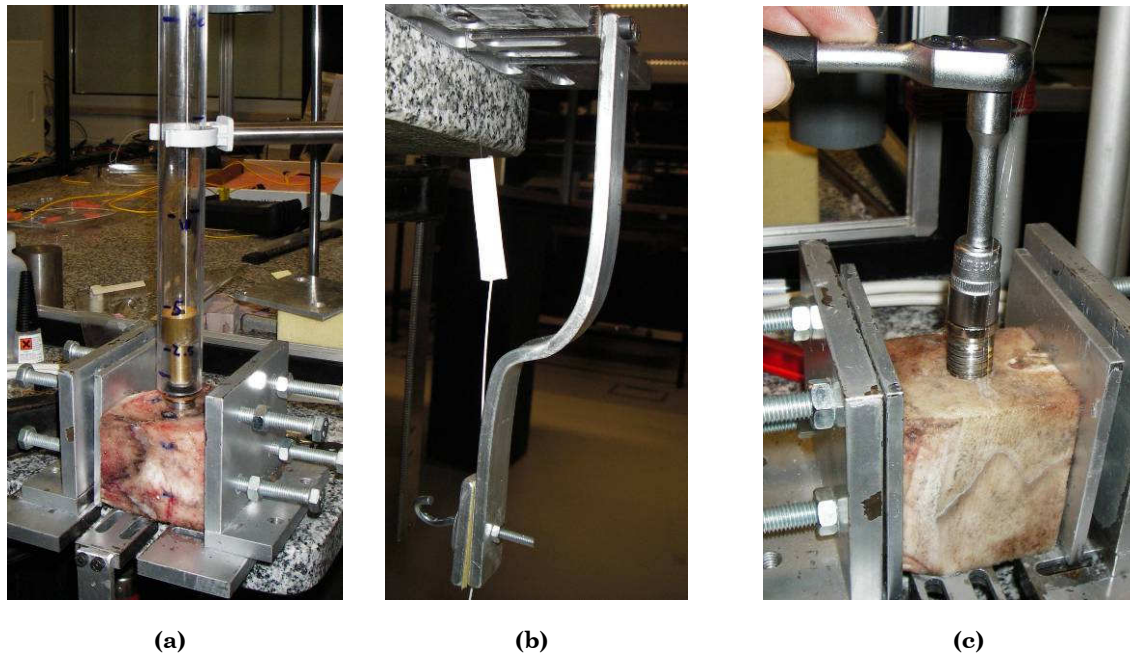
Os ensaios dinâmicos consistiram no lançamento de um objecto com uma determinada massa, através de um tubo de guiamento, de uma altura pré-definida. A deformação provocada pelo impacto da massa no implante é medida através de FBG colocadas no mesmo orifício das medidas do ensaio estático. O Hardware nesta situação é que é muito diferente, pois a velocidade de aquisição necessária é muito superior, comparativamente com os ensaios estáticos. As variáveis principais deste ensaio foram a altura de lançamento e a massa. Vários ensaios foram realizados até atingir a combinação de variáveis que forneceu resultados mais coerentes. Cada combinação de variáveis foi testada 5 vezes, de forma a considerarmos a média das medições, como valores finais da deformação este método atestou a repetibilidade dos resultados.

No esquema abaixo pode ser observado um fluxograma simplificado do método de ensaio dinâmico seguido:



**Figura 4.23:** Metodologia resumida do ensaio dinâmico

Houve também o cuidado de se colar um disco de borracha com 3 mm de espessura na base de impacto da massa, para evitar o ressalto da mesma. Esta solução surgiu depois de diversos ensaios efectuados onde se verificava que as ondas de choque se propagavam bastante tempo, o que levava a uma deterioração mais rápida do osso ensaiado. Nestes ensaios foram realizadas medidas da deformação no interior do osso bovino, para várias localizações diferentes das redes. Estas localizações estão especificadas no capítulo de resultados.



**Figura 4.24:** (a) ensaio dinâmico (b) pormenor da fixação da fibra ao dispositivo de fixação do bloco com implante (c) aperto de implante entre ensaios

Devido às características do equipamento de medição, a gama de deformações a medir deveria ser entre os 0 e os 400  $\mu\epsilon$  (este detalhe pode ser visto no capítulo de resultados).

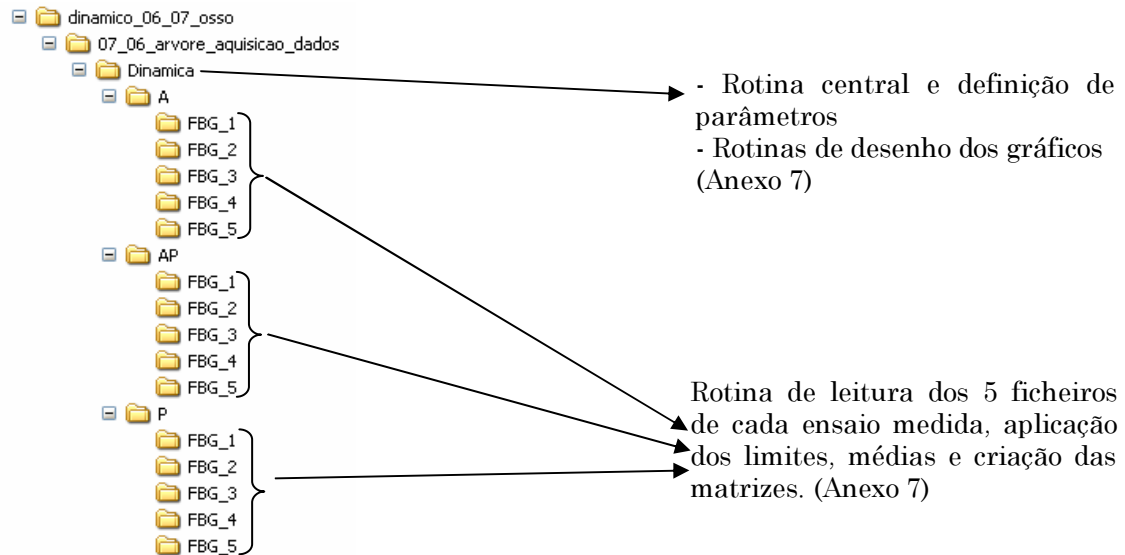
A aquisição dos dados foi efectuada através de uma placa de aquisição de dados no PC, que lia o sinal eléctrico analógico, o qual depois era convertido por um software baseado em LabVIEW para obter a deformação convertida e efectuar a gravação. Devido à elevada frequência de amostragem, foi realizado um dispositivo de controlo que permitiu iniciar o processo de gravação remotamente, de forma a minimizar a dimensão do ficheiro de dados. Para termos uma ideia, no caso de um ensaio durar 2 seg, tínhamos 200 000 valores no ficheiro, que mesmo sendo um ficheiro de texto, facilmente atingia uma dimensão na ordem dos Mbytes, o que considerando o número de ensaios é representativo. Também devido ao elevado número de ensaios, foi criado um controlo que permitia a incrementação automática do número do ensaio, de forma a este ser facilmente estruturado na árvore de directórios preparada no disco rígido do PC.

Estes pequenos detalhes foram sendo desenvolvidos ao longo do trabalho, pois a gestão dos ficheiros de dados tornou-se por vezes complexa. Mesmo considerando estas medidas de melhoria do sistema de aquisição/gravação, os ficheiros de dados dos ensaios dinâmicos tinham sempre na ordem das dezenas de milhares de valores registados.

Para o caso do ensaio com 5 redes e 3 implantes e 5 repetições de cada um, obtiveram-se 75 ficheiros de dados, cada um com cerca de 5000 linhas. Logo aqui se pode

imaginar a complexidade do tratamento destes dados e a justificação para a criação de uma estrutura de rotinas que facilitasse esta análise.

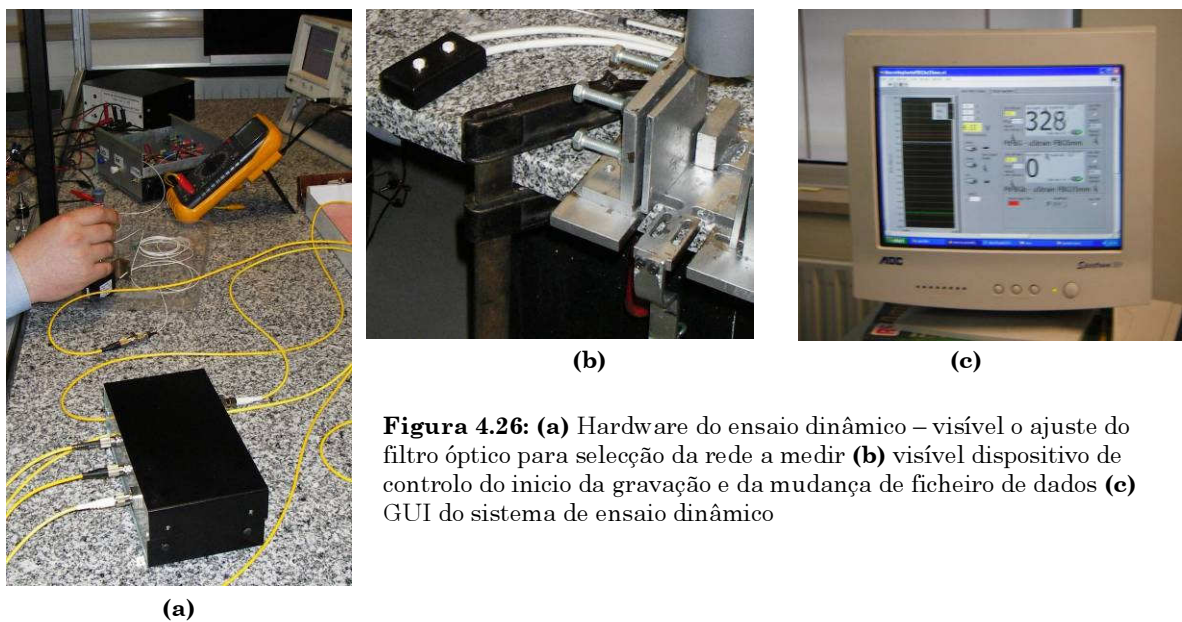
Assim a sua análise foi realizada recorrendo à utilização do Matlab, criando rotinas de análise automática dos dados e preparação de matrizes e matrizes simplificadas. Na Figura 4.25 abaixo pode ser vista a estrutura de rotinas feita em Matlab e inseridas nos directórios da árvore de aquisição para tratar os resultados provenientes dos ensaios.



**Figura 4.25:** Estrutura de rotinas realizadas no Matlab

Estes detalhes serão abordados mais profundamente no capítulo dos resultados e as rotinas poderão ser observadas nos anexos.

Na figura abaixo podem ser observadas alguns componentes do sistema de aquisição dinâmica:



**Figura 4.26:** (a) Hardware do ensaio dinâmico – visível o ajuste do filtro óptico para selecção da rede a medir (b) visível dispositivo de controlo do início da gravação e da mudança de ficheiro de dados (c) GUI do sistema de ensaio dinâmico



A tabela abaixo resume os ensaios dinâmicos realizados:

Bloco	Macro Implante	Carga	Nº FBG	Altura	Descrição do ensaio	Ref. ensaio
Silicone	A	55 g	2	25, 50 e 100 mm	Ensaio sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.1
Silicone	AP	55 g	2	25, 50 e 100 mm	Ensaio sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.2
Silicone	P	55 g	2	25, 50 e 100 mm	Ensaio sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.3
Osso	A	55 g e 150 g	2	25, 50, 100 e 200 mm	Ensaio com e sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.4
Osso	AP	55 g e 150 g	2	25, 50, 100 e 200 mm	Ensaio dinâmico com e sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.5
Osso	P	55 g e 150 g	2	25, 50, 100 e 200 mm	Ensaio dinâmico com e sem disco de borracha de 3 mm	4.6.2.6
Osso	A	55 g	5	200 mm	Ensaio dinâmico com disco de borracha de 3 mm	4.6.2.7
Osso	AP	55 g	5	150 mm	Ensaio dinâmico com disco de borracha de 3 mm	4.6.2.8
Osso	P	55 g	5	150 mm	Ensaio dinâmico com disco de borracha de 3 mm	4.6.2.9

**Tabela 4.7:** Tabela resumo dos ensaios dinâmicos realizados

## 4.7 Estudo numérico

Paralelamente aos ensaios experimentais, também foi efectuado um estudo numérico comparativo dos diferentes conceitos de implantes. O mesmo consistiu numa análise das deformações, quando o conjunto bloco/implante foi sujeito a uma carga estática de 50 N. Na tabela abaixo estão resumidas as propriedades mecânicas utilizadas ao longo dos ensaios numéricos.

Material	Módulo de elasticidade (Gpa)	Coefficiente de Poisson
Aço	210	0,3
Resina Polimérica	2,317	0,3
Osso Trabecular	1,37	0,33

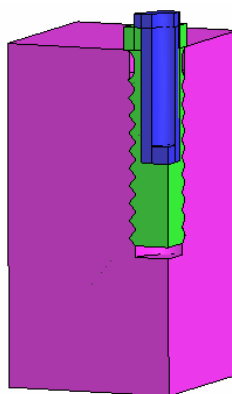
**Tabela 4.8:** Tabela resumo de propriedades mecânicas utilizadas no ensaio numérico

Este estudo recorreu à análise por elemento finitos, através de software específico para tal.

### 4.7.1 Simplificação dos modelos

Para efeitos da simulação, o modelo do implante foi simplificado, de forma a ser mais leve e eficiente o seu pré-processamento, nomeadamente ao nível da geração da malha. Foram definidos dois planos de simetria, passando o tratamento do modelo a ser feito à escala  $\frac{1}{4}$ .

Na **Figura 4.27** pode ser visto o modelo estudado numericamente:



**Figura 4.27:** Modelo simplificado utilizado no estudo numérico

Conforme pode ser observado, o modelo tem uma caixa no fundo do implante, de forma a representar fielmente um sistema osso/implante, onde a furacão é sempre ligeiramente mais profunda do que a altura de rosca do implante

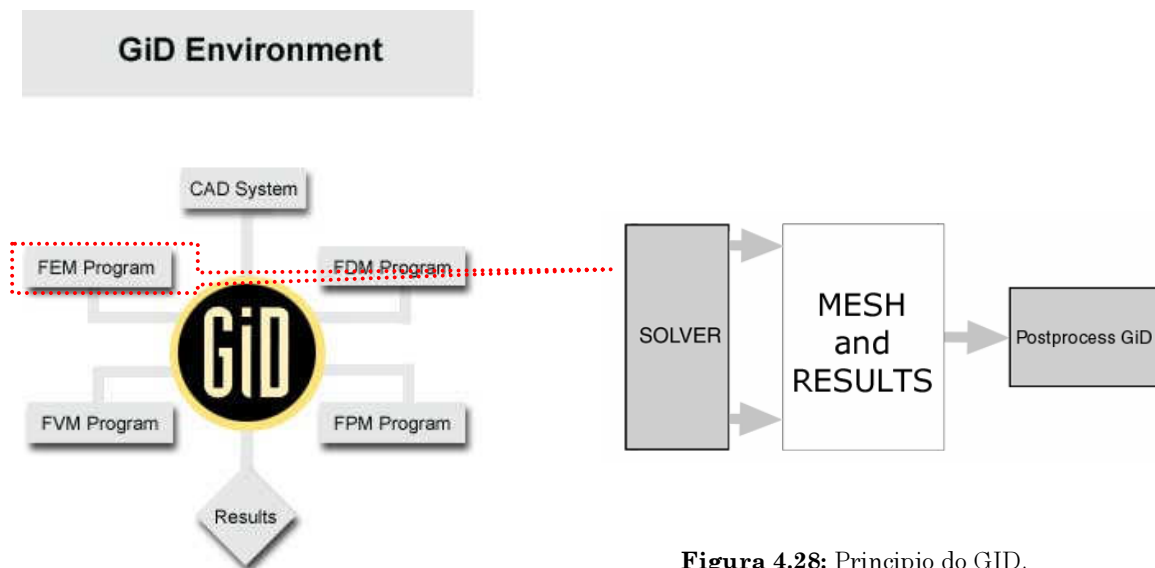


### 4.7.2 Metodologia e software

Um estudo de elementos finitos é caracterizado por três etapas distintas:

- Pré-processamento – Nesta etapa o modelo a estudar é preparado, nomeadamente ao nível da correcção da geometria, de forma a criar uma malha homogénea e com um grau de refinamento adequado.
- Processamento – esta é a fase de cálculo, onde as matrizes (base da teoria dos elementos finitos) são resolvidas. É nesta fase que é exigido um forte poder de cálculo computacional.
- Pós-processamento – esta etapa é a que prepara os resultados para serem analisados. É aqui que são gerados os gráficos, gradientes de tensões, deformações, tabelas de resultados, etc.

Para o estudo realizado neste trabalho, foram ponderadas diferentes opções de software. Considerando que no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro existe um grupo de investigação especializado no desenvolvimento de software de simulação – GRIDS [58], estes seriam os consultores ideais para decidir qual a ferramenta a utilizar a neste trabalho. Assim a escolha recaiu no GiD [54], software desenvolvido pelo International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE) da Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). Para o Pré-processamento e para o Pós-processamento. Para o processamento foi utilizado o algoritmo de cálculo foi o 3DFRAN2, desenvolvido pelo GRIDS [55].



**Figura 4.28:** Princípio do GiD.

Além de todas as potencialidades do GID como programa de elementos finitos, uma das principais vantagens, têm que ver com o carácter gratuito da sua utilização.

O pré-processamento é composto pelas seguintes fases:

- Definição das condições fronteira
- Definição das cargas
- Definição dos materiais dos diferentes volumes em causa

Após esta fase é gerada a malha. Este processo é automático no GID, o utilizador só tem que definir o tamanho médio dos elementos, de forma a não tornar a malha demasiado complexo e “pesada” nem demasiado grosseiro.

De seguida o GID gera um ficheiro de dados, onde se encontram definidas todas estas especificações, as quais vão ser processadas pelo algoritmo de processamento.

No capítulo de resultados podem ser verificados todos os estudos efectuados, desde o Pré-processamento ao pos-processamento.



## Capítulo 5

### 5. Resultados

Ao longo deste capítulo serão explicitados os resultados quer dos ensaios experimentais, estáticos e dinâmicos, que da análise numérica, obtidos ao longo deste trabalho.

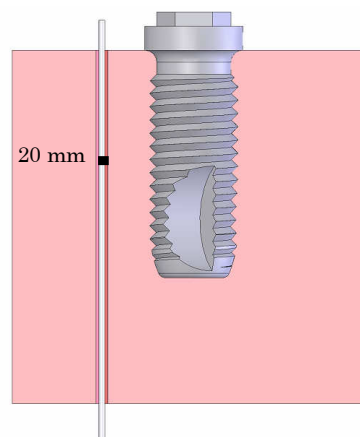
Cada tipo de ensaio será caracterizado por um parte inicial onde serão descritos os detalhes técnicos do respectivo ensaio, passando depois para uma parte onde serão mostrados os resultados propriamente ditos e no final serão efectuados alguns comentários.

#### 5.1 Ensaios estáticos

Para os resultados explicitados de seguida, foi efectuado um carregamento estático progressivo aos diferentes implantes inseridos em diferentes blocos. As deformações foram medidas recorrendo às técnicas descritas no capítulo 4.

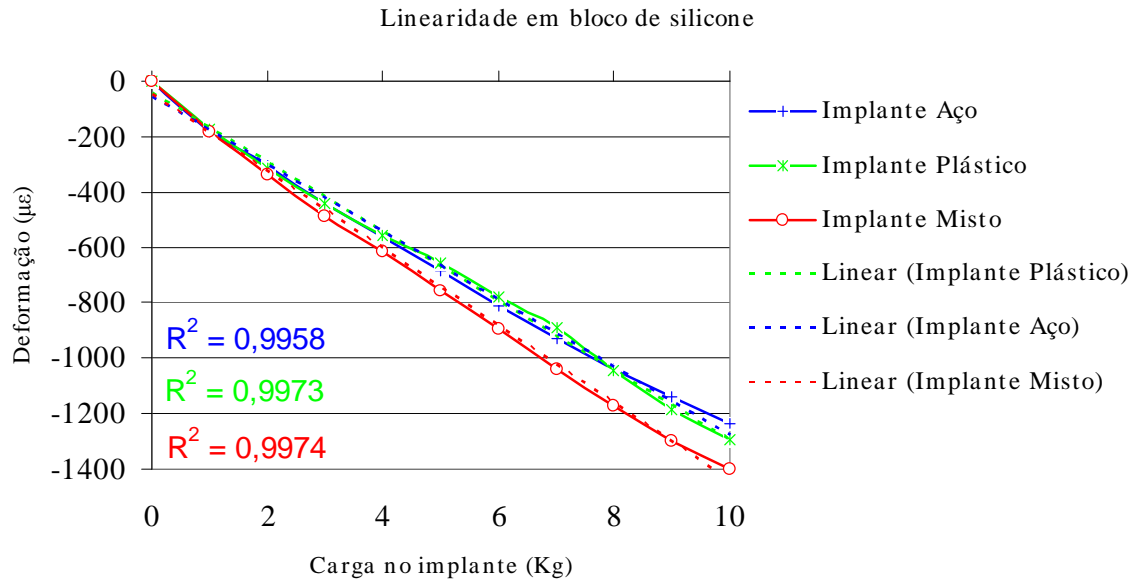
##### 5.1.1 Bloco de silicone com diferentes implantes - linearidade – 1 FBG

O primeiro ensaio estático realizado teve como objectivo verificar a linearidade do sistema de medição das deformações estáticas com 1 rede de Bragg. Para tal foram colocados os implantes num bloco de silicone e foram medidas as deformações através de uma rede colocada na posição mostrada na Figura 5.1:



**Figura 5.1:** Posição da rede de Bragg no ensaio estático de linearidade com bloco de Silicone.

Na Figura 5.2 podem ser observadas as deformações para este ensaio, que representam a média de 3 medições para cada carga:

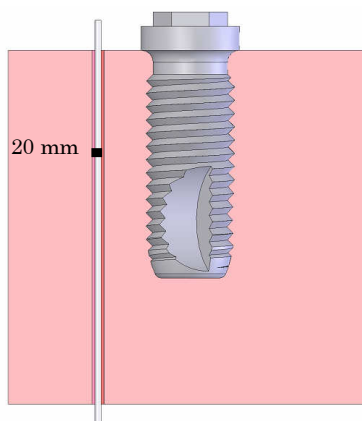


**Figura 5.2:** Deformação ao longo da carga estática para implante de aço inserido num bloco de silicone – verificação da linearidade

Conforme pode ser verificado, o sistema de medida confirma o esperado, a deformação têm uma variação aproximadamente linear à medida que a carga aumenta.

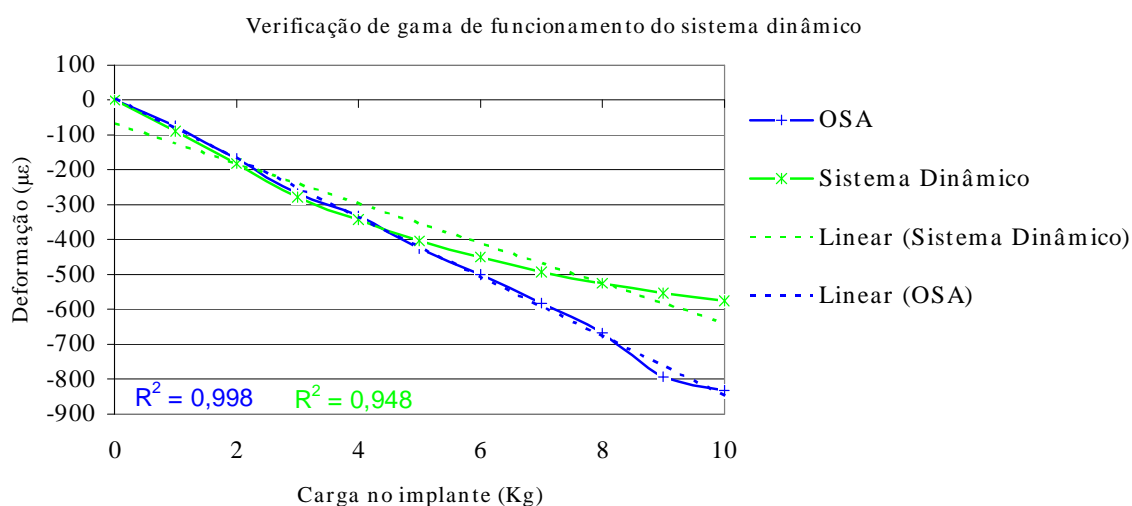
### 5.1.2 Bloco de silicone com implante de aço – comparação OSA e sistema de medida dinâmico - 1 FBG

O segundo ensaio estático realizado teve como objectivo verificar qual a gama de funcionamento do sistema de aquisição dinâmico, o qual como é natural também pode ser utilizado para ensaios estáticos, uma vez que a única diferença para o sistema de aquisição estático, prende-se com o facto de conseguir uma taxa de aquisição suficiente alta para adquirir resultados de um ensaio de impacto. O ensaio consistiu na medição das deformações para cargas estáticas recorrendo aos dois sistemas de medida explicados no capítulo anterior, o sistema de medida de cargas estáticas (OSA) e o sistema de medida dinâmico. Para tal foi colocado o implante de aço no bloco de silicone e foram medidas as deformações através de uma rede colocada na posição mostrada na Figura 5.3:



**Figura 5.3:** Posição da rede de Bragg no ensaio estático para verificação da gama de funcionamento do sistema dinâmico.

Na Figura 5.4 podem ser observadas as deformações para este ensaio, que representam a média de 3 medições para cada carga:

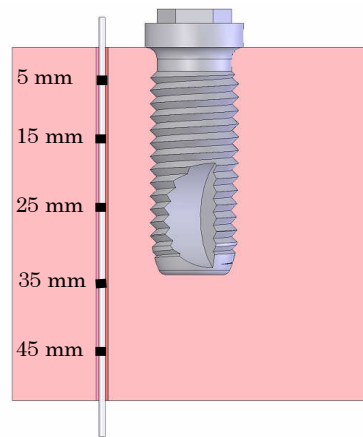


**Figura 5.4:** Deformação ao longo da carga estática para implante de aço inserido num bloco de silicone – verificação da linearidade

Conforme pode ser observado, a deformação varia aproximadamente linearmente para ambos os sistemas de medida até aos 400  $\mu\epsilon$ , tendo até esse ponto valores aproximadamente iguais. A partir deste ponto o sistema dinâmico começa a divergir, isto devido ao seu princípio de funcionamento, que está adaptado a uma gama de deformações a medir pré-definida. Assim a gama de medida do sistema dinâmico varia entre os 0 e os 400  $\mu\epsilon$ . Logo as cargas e as alturas de lançamento dos ensaios dinâmicos devem estar de acordo com esta condição.

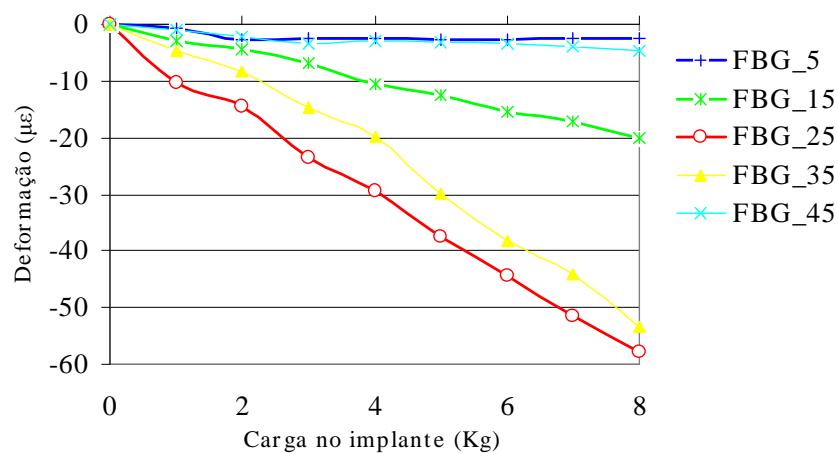
### 5.1.3 Bloco de osso com implante misto – antes e depois dos ensaios dinâmicos – 5 FBG

Este ensaio teve como objectivo verificar o comportamento do osso antes e após os ensaios dinâmicos, de forma a ter uma ideia da degradação do bloco ao longo dos ensaios. Este teste foi efectuado para os últimos ensaios, depois de escolhida a altura de lançamento e a massa a utilizar nos ensaios dinâmicos finais. Como este ensaio estático foi realizado antes e após o ensaio dinâmico, as redes e o bloco de osso foram os mesmos que os utilizados no ensaio dinâmico correspondente (o último). Uma vez que o objectivo era unicamente ter uma ideia da evolução do comportamento do osso ao fim de  $n$  ensaios, este ensaio foi efectuado apenas para o implante de aço. As FBG foram coladas no bloco de osso nas posições explicitadas na **Figura 5.5**:

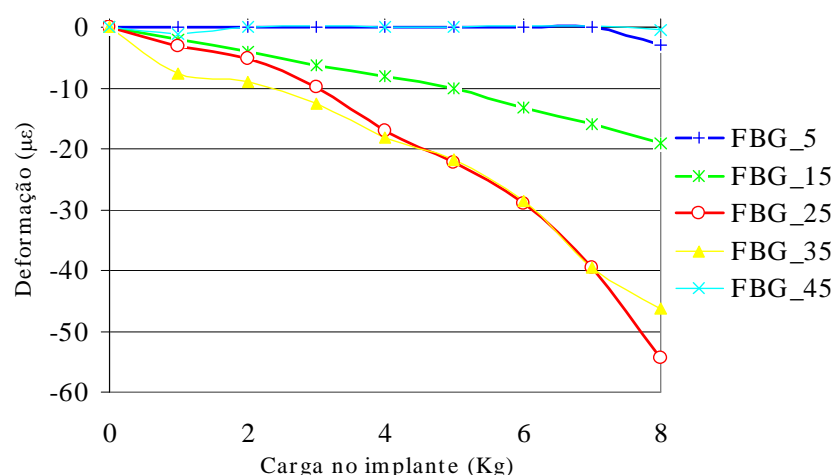


**Figura 5.5:** Posição das redes de Bragg no ensaio estático do implante de aço antes e após os correspondentes ensaios dinâmicos

Nas **Figura 5.6** e **Figura 5.7** podem ser observadas as deformações para antes e depois dos ensaios dinâmicos:

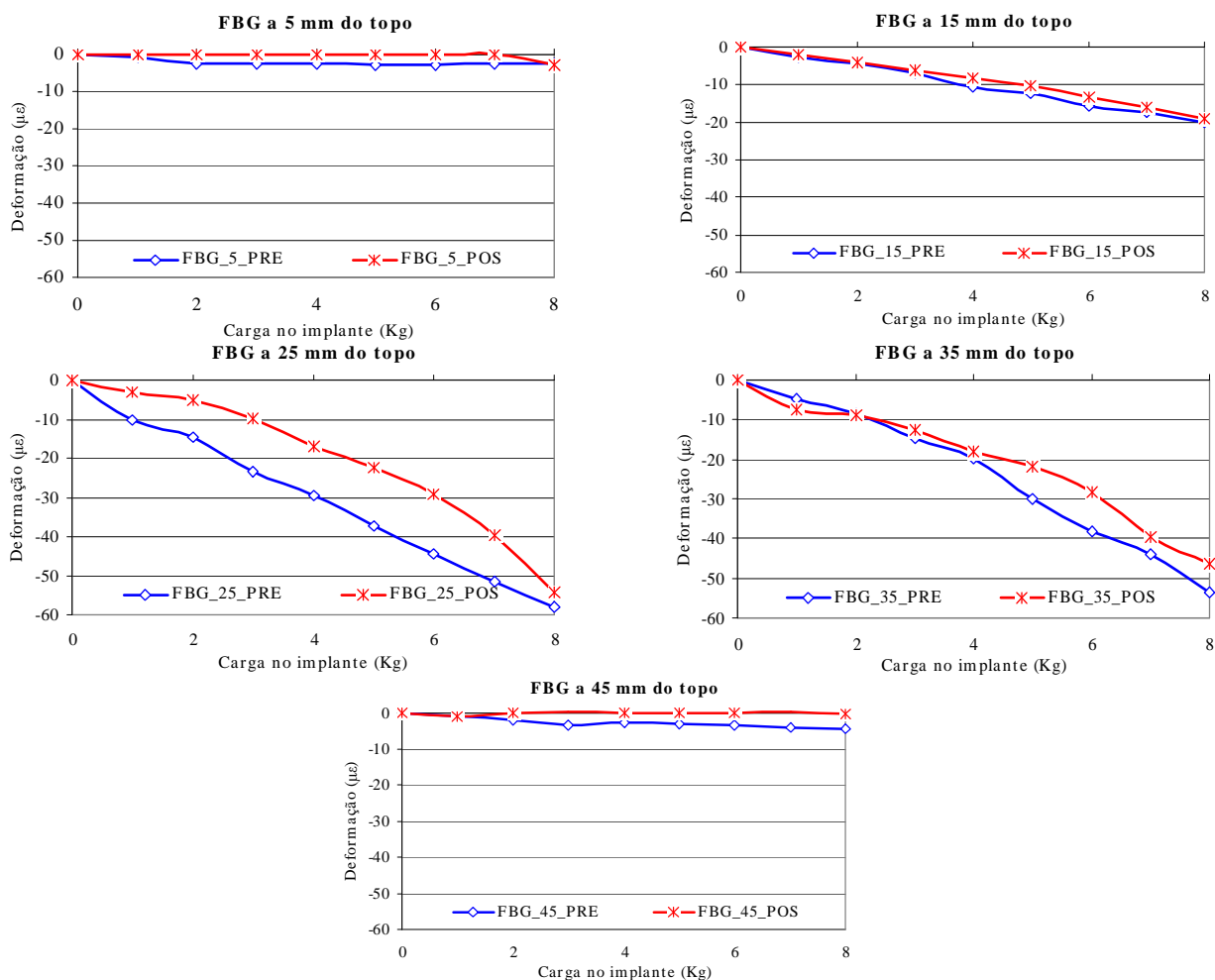


**Figura 5.6:** Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente.



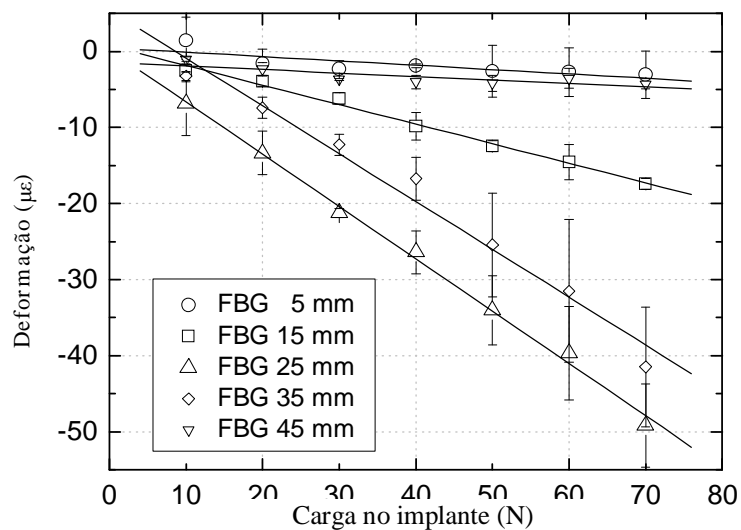
**Figura 5.7:** Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente.

Nas figuras abaixo pode ser comparado a deformação antes e após os ensaios dinâmicos para cada rede separadamente:

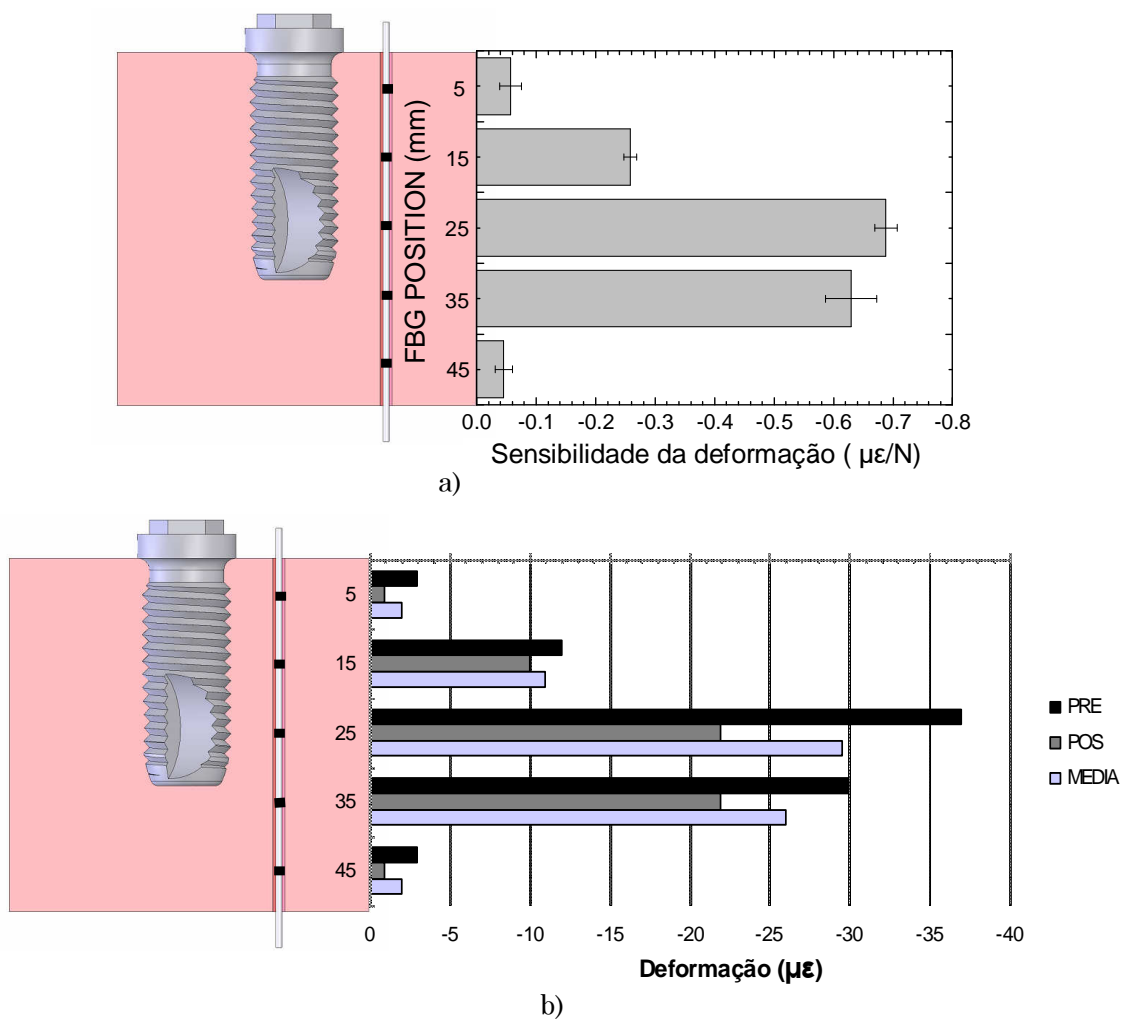


**Figura 5.8:** Variação da deformação com diferentes cargas estáticas para o implante de aço antes do ensaio dinâmico correspondente.

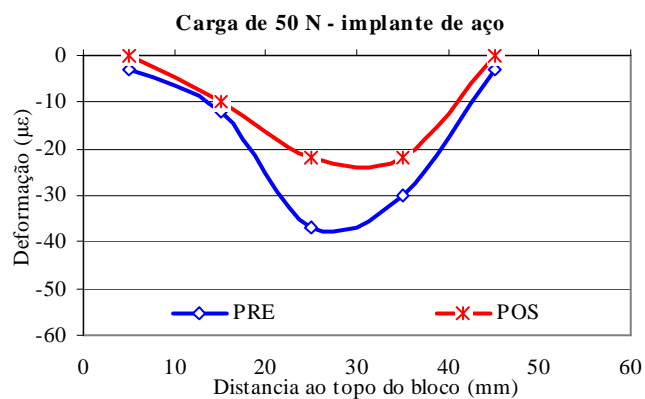




**Figura 5.9:** Deformação em função da carga aplicada para cada FBG (Antes do ensaio dinâmico). Os símbolos representam os resultados experimentais para cada rede.



**Figura 5.10: a)** Sensibilidade da deformação em função da carga **b)** Comparação das deformações máximas para uma carga de 50 N nas diferentes redes, antes, depois e o seu valor médio.



**Figura 5.11:** Variação da deformação ao longo do bloco para uma carga de 50 N

	5	15	25	35	45
PRE	-3	-12	-37	-30	-3
POS	-1	-10	-22	-22	-1
MEDIA	-2	-11	-30	-26	-2

**Tabela 5.1:** Tabela resuma das deformações antes e após o ensaio dinâmico

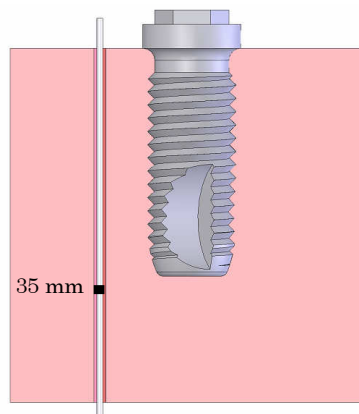
Após a análise destes resultados, verifica-se como seria de prever que durante os ensaios dinâmicos, as propriedades do osso foram variando, devido à sua constante compressão.

## 5.2 Ensaaios dinâmicos

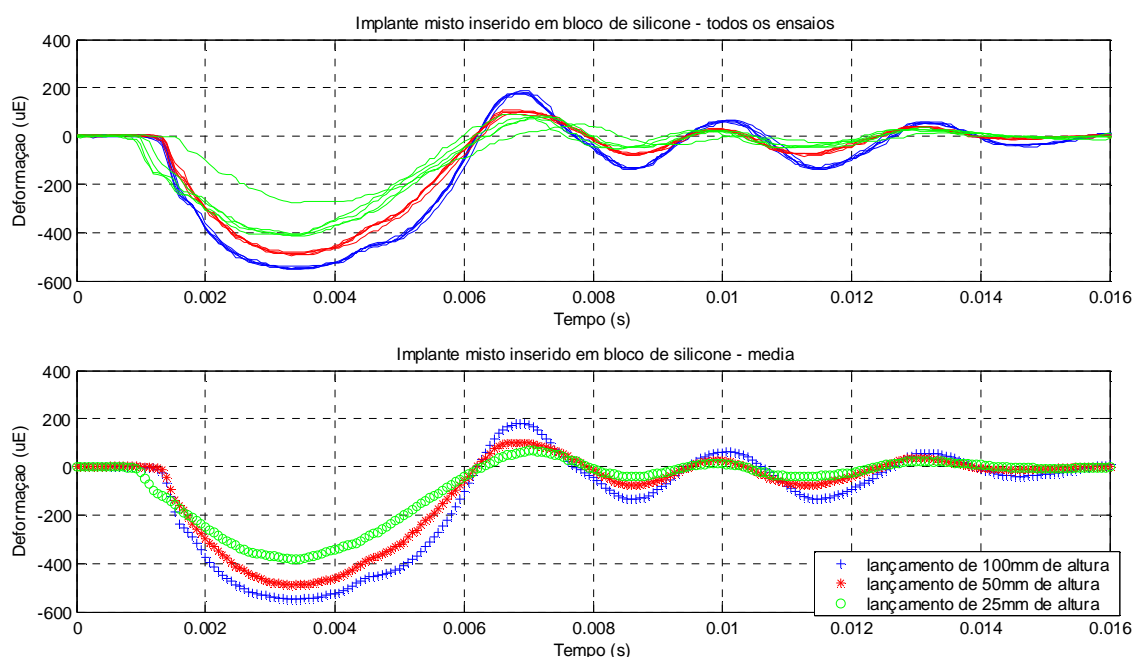
Para os resultados explicitados de seguida, foram efectuados diversos carregamentos dinâmicos aos diferentes implantes inseridos em diferentes blocos de osso e silicone. As deformações foram medidas recorrendo às técnicas descritas no capítulo 4. Para cada combinação de variáveis de ensaio (altura de lançamento, massa da carga) foram sempre realizadas 5 medidas. Os resultados foram analisados recorrendo ao software Matlab, tendo sido realizadas algumas rotinas para o tratamento dos dados, as quais podem ser vistas em anexo.

### 5.2.1 Bloco de Silicone com diferentes implantes - diferentes alturas de lançamento – 1 FBG

Este foi o primeiro ensaio realizado, cujo objectivo foi unicamente a validação do sistema de ensaio utilizando um bloco de material menos exigente do que o osso fresco. Neste ensaio foram testados os 3 macro-implantes inseridos num bloco de silicone. Foi colocada uma FBG a 35 mm do topo do bloco de silicone e foi lançada uma massa de 50 g de uma altura de 25, 50 e 100 mm. Para cada uma das alturas e dos implantes foram realizados 5 ensaios. Na figura abaixo pode ser vista a posição da rede de Bragg.

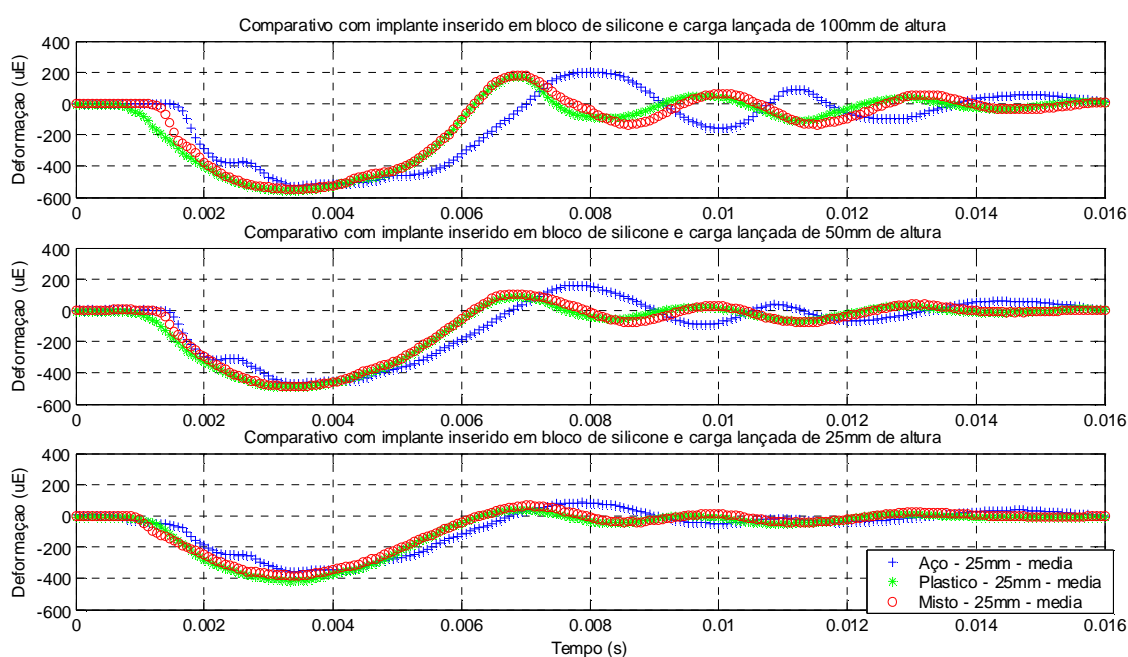


A Figura 5.12 mostra o resultado de um ensaio dinâmico para as diferentes alturas de lançamento. No gráfico de cima podem ser observadas todas as medidas efectuadas para cada cenário. No gráfico de baixo pode ser observado o resumo, com as médias dos mesmos. Este gráfico é apenas exemplificativo para o caso de um dos implantes.



**Figura 5.12:** Variação da deformação após impacto em implante misto inserido num bloco de silicone para diferentes alturas de lançamento

De seguida foi efectuada a comparação dos diferentes implantes. Na Figura 5.13 pode ser comparada a variação da deformação entre cada tipo de implante para uma das alturas de lançamento (25, 50, 100 mm). Uma das evidências deste ensaio foi a oscilação existente na deformação, perante esta situação decidiu-se testar no caso do osso a possibilidade de colocar na interface de contacto um material com boa capacidade de absorção de impacto (borracha por exemplo)



**Figura 5.13:** Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para as diferentes alturas de lançamento

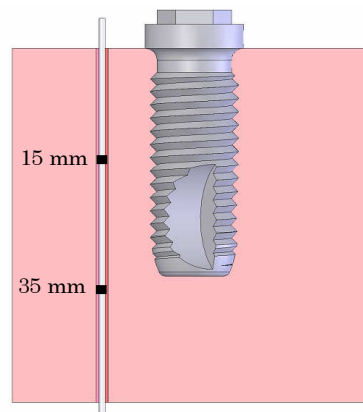
Conforme pode ser verificado, no caso do bloco de silicone, não existe evidência de vantagem de qualquer configuração de implante, face às outras.

### 5.2.2 Bloco de osso com diferentes implantes, diferentes alturas e diferentes massas – 2 FBG

O objectivo deste ensaio foi definir as condições a seguir para o teste final com 5 FBG. Estas condições prenderam-se com diferentes factores, tais como:

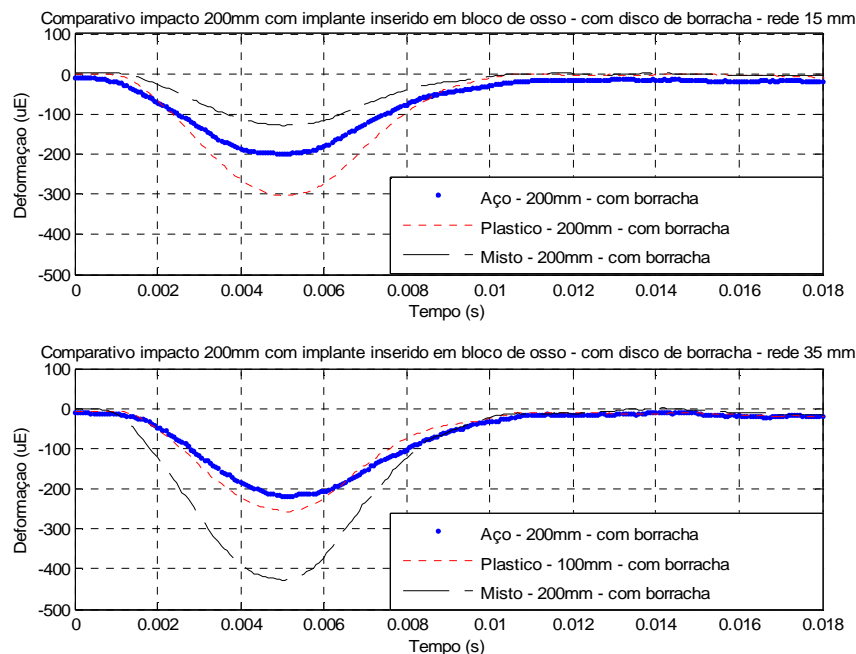
- Limitação do sistema dinâmico a  $400 \mu\epsilon$
- Evitar a oscilação no tempo da deformação após impacto de forma a interferir menos nas propriedades do osso ao longo dos ensaios
- Definir uma relação altura/carga mais simples de ensaiar

Neste ensaio foram testados os 3 macro-implantes inseridos num bloco de osso preparado para o efeito. Foram colocadas 2 FBG a 15 e 35 mm do topo do bloco de osso e foram lançadas massas de 50 g e de 170 g, de alturas de 25, 50, 100 e 200 mm. Para cada um destes cenários foi colocado testado com e sem disco de amortecimento (borracha) com 3 mm de espessura na zona de impacto da carga. Para cada uma das combinações escolhidas foram realizados 5 ensaios.



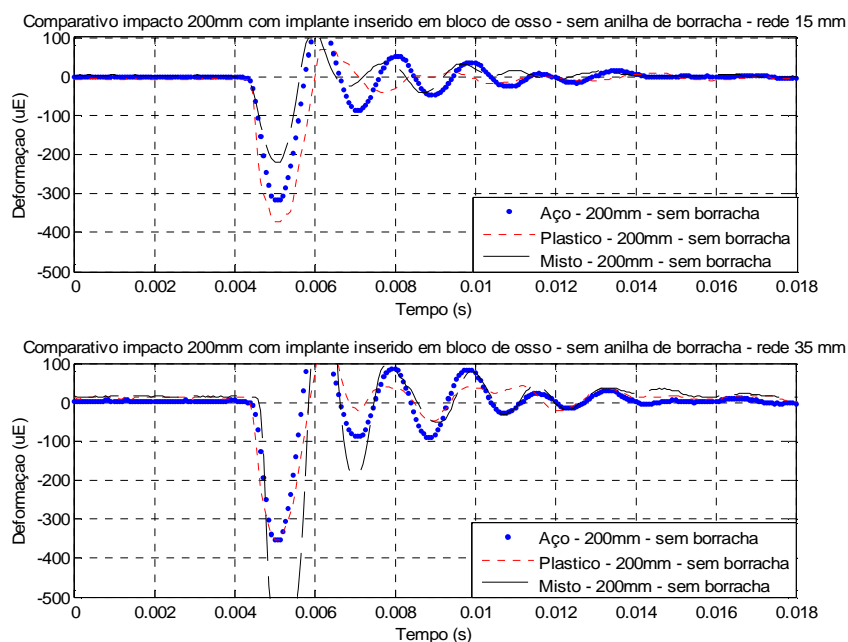
**Figura 5.14:** Posição das redes de Bragg no ensaio dinâmico dos diferentes implantes inseridos em osso

Na figura abaixo pode ser observada a variação da deformação após impacto para a relação de carga de lançamento com altura mais favorável, 170 g de peso, 200 mm de altura e com disco de borracha. A figura tem dois gráficos, representando o primeiro a deformação medida pela rede a 15 mm e o segundo a rede a 35 mm.



**Figura 5.15:** Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para uma altura de lançamento de 200 mm com disco de borracha – massa de 170 g – rede 15mm e rede 35mm

Para se ter uma ideia do comportamento sem disco de borracha, pode ser observada a figura abaixo:

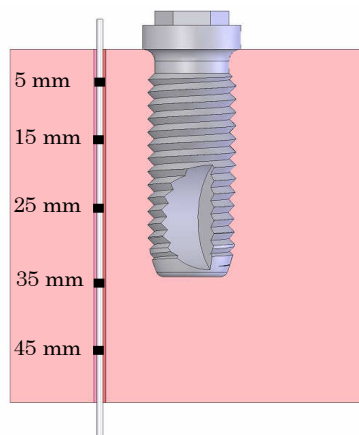


**Figura 5.16:** Comparação da variação da deformação entre os diferentes implantes para uma altura de lançamento de 100 mm com disco de borracha – massa de 170 g – rede 15mm e rede 35mm

Das diversas experiências efectuadas neste ensaio, foram definidas as condições em que seria realizado o ensaio final. Também este ensaio permitiu testar mais algumas técnicas diferentes de colagem das redes, uma vez que no ensaio final a ideia foi colocar uma fibra óptica com 5 redes gravadas. Nesta fase do trabalho já muitas fibras com redes gravadas tinham sido partidas, tendo já sido considerada essa a maior dificuldade do trabalho, assim como a maior desvantagem das redes de Bragg em fibra óptica,

### 5.2.3 Bloco de osso com diferentes implantes – Ensaio Final – lançamento a 200 mm de altura – massa de 170 g – disco de borracha - 5 FBG

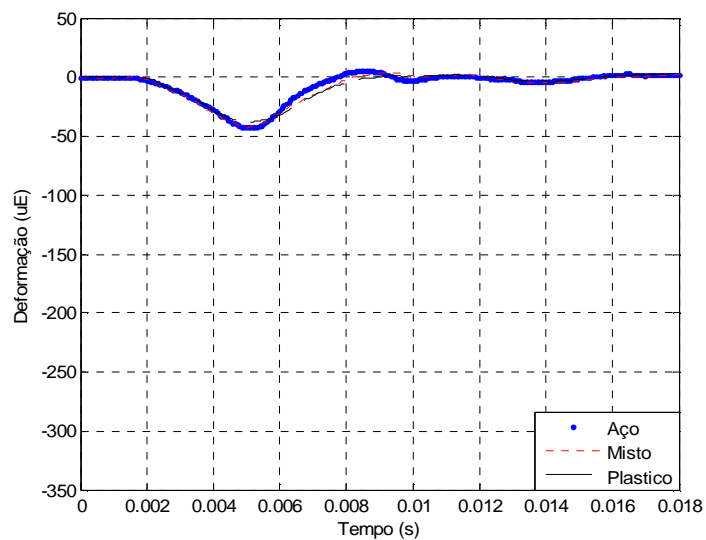
Neste ensaio dinâmico, aquele que seria o corolário deste trabalho, foram testados os 3 macro-implantes inseridos num bloco de osso fresco, escolhido de entre os diversos cortados, com a preocupação de ser um bloco com uma elevada homogeneidade de osso trabecular, de forma a diminuir ao máximo a anisotropia característica de matérias como o osso. Foram colocadas 5 FBG de acordo com a Figura 5.17. A carga teve uma massa de 170 g e foi lançada de uma altura de 200 mm. Na zona de impacto foi colado um disco de borracha com 3 mm de espessura.



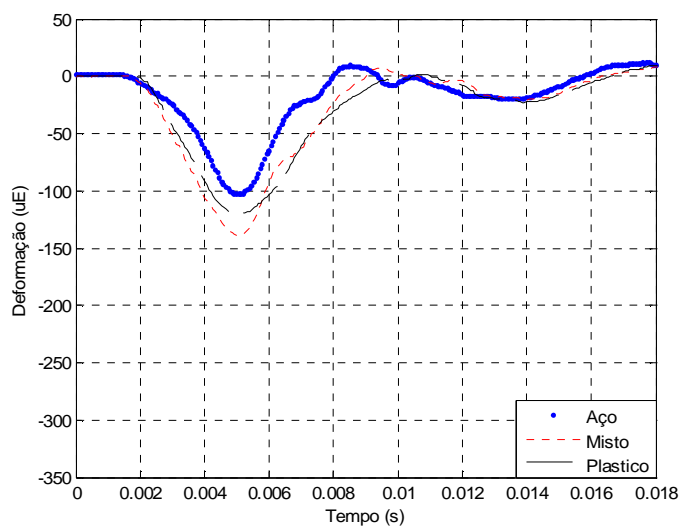
**Figura 5.17:** Posição das redes de Bragg no ensaio dinâmico final.

Neste ensaio final os resultados foram analisados recorrendo também às rotinas de Matlab, mas aqui a componente de gráficos realizados foi mais detalhada.

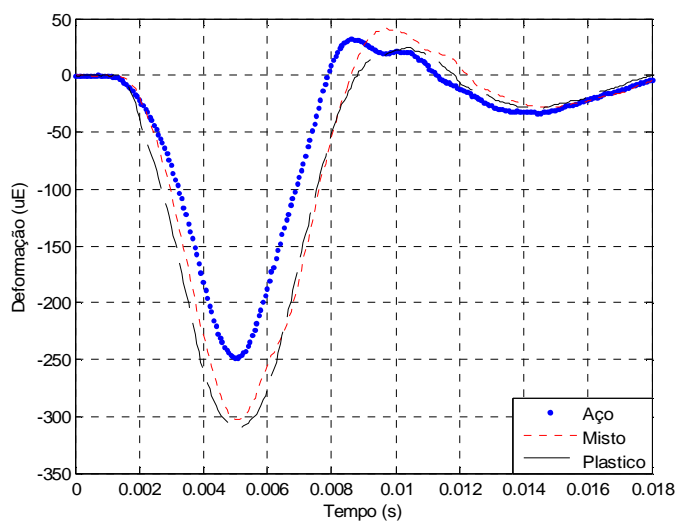
Nas figuras **Figura 5.18**, **Figura 5.19**, **Figura 5.20**, **Figura 5.21** e **Figura 5.22** pode ser observada a variação da deformação provocada no osso pelo impacto da carga para as diferentes FBG.



**Figura 5.18:** Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 5 mm

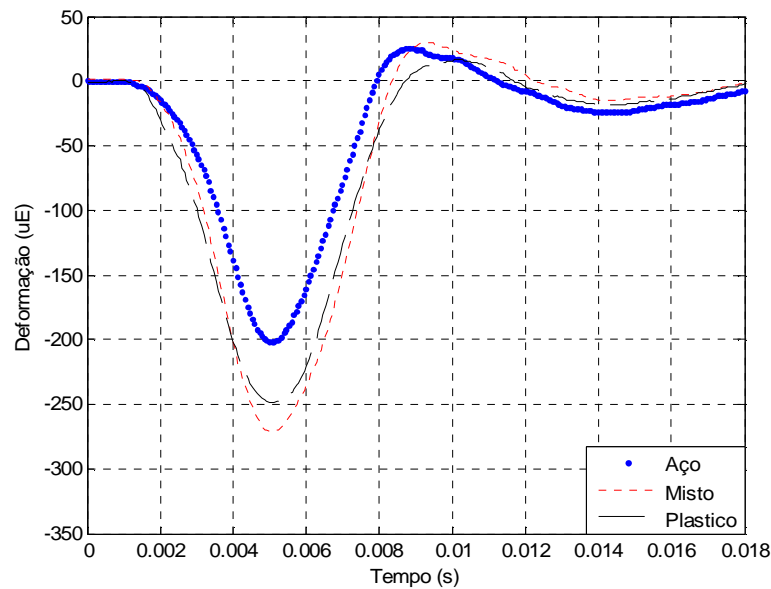


**Figura 5.19:** Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 15 mm

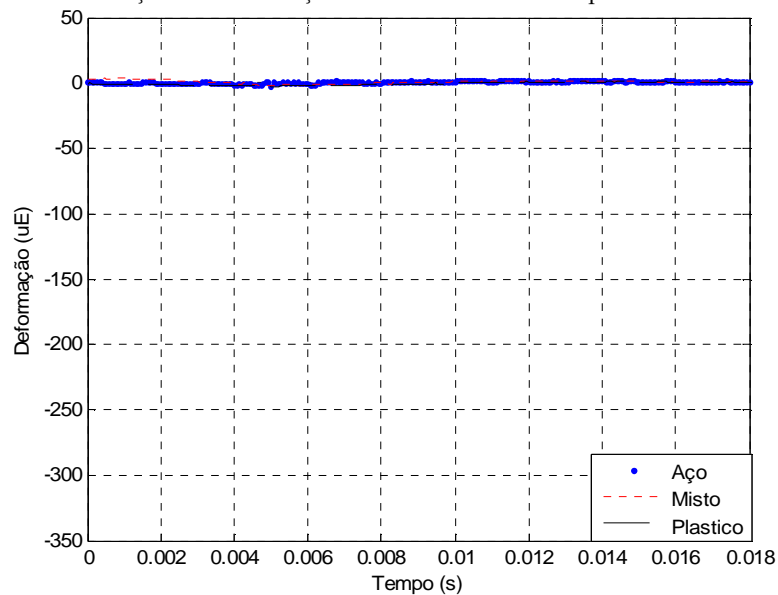


**Figura 5.20:** Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 25 mm





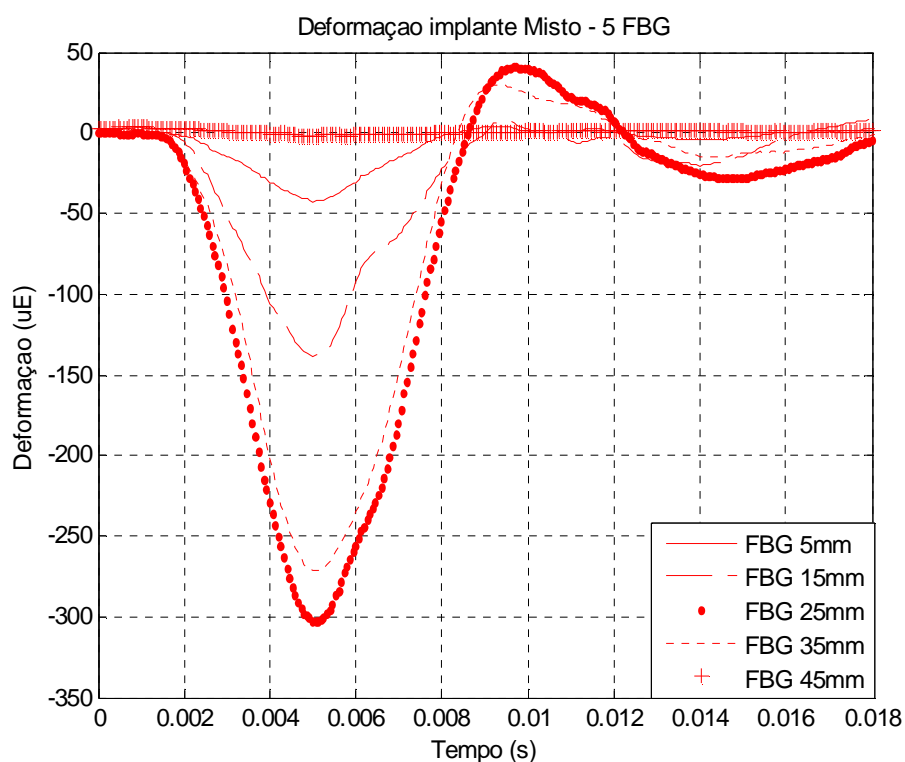
**Figura 5.21:** Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 35 mm



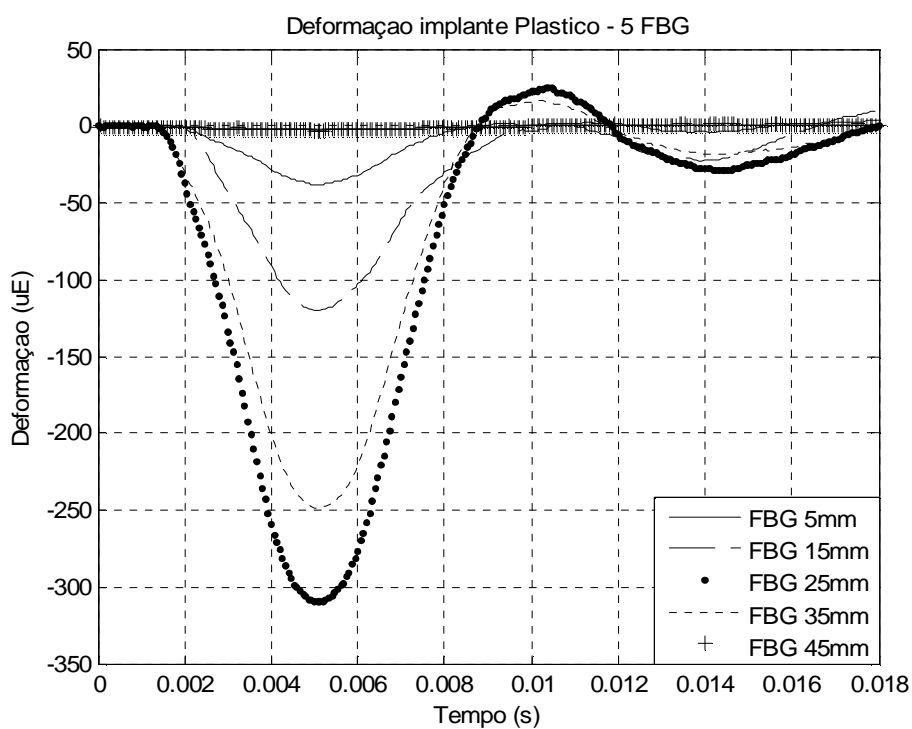
**Figura 5.22:** Variação da deformação entre os diferentes implantes na FBG a 45 mm

Observando os gráficos anteriores verifica-se que a deformação na rede mais próxima da zona de impacto, a 5 mm do topo do bloco de osso, a deformação é praticamente igual para todos os implantes. Nas redes das restantes posições, o implante que apresenta uma menor e mais uniforme variação da deformação é o de aço. O implante de plástico e o misto, apresentam um comportamento muito idêntico. Esta situação não era previsível, uma vez que inicialmente se previa que com o implante plástico e/ou misto a deformação máxima pelos menos fosse menor, devido à sua maior capacidade em absorver o impacto, situação que não se verificou. Relativamente à uniformidade da variação, não existia nenhuma tendência previsível inicialmente.

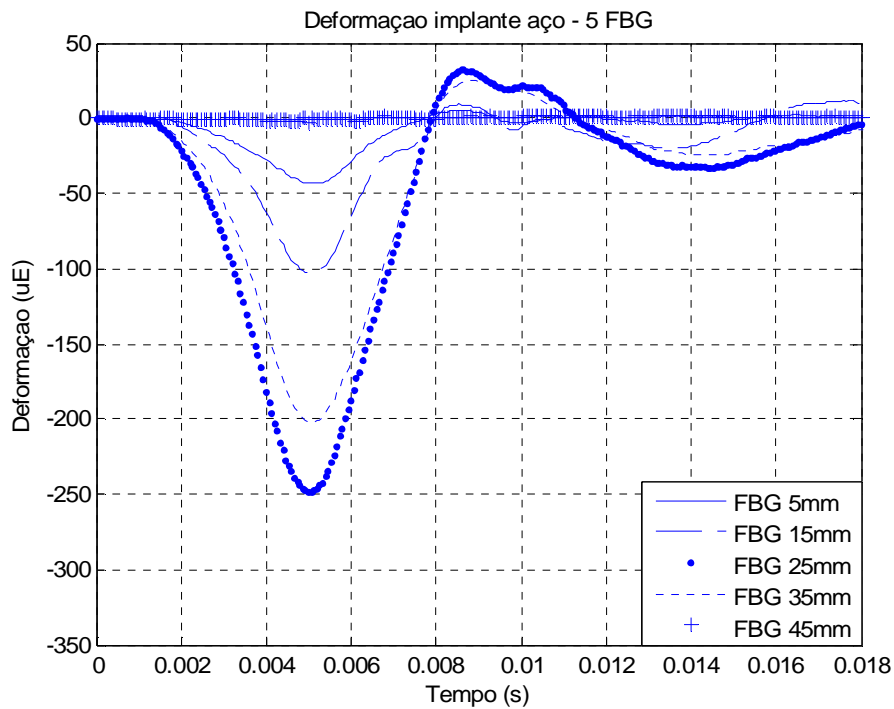
Nas figuras **Figura 5.25**, **Figura 5.24** e **Figura 5.23** pode ser observada a variação da deformação para cada tipo de implante em cada uma das posições dos sensores.



**Figura 5.23:** Variação da deformação para o implante Misto nas 5 FBG

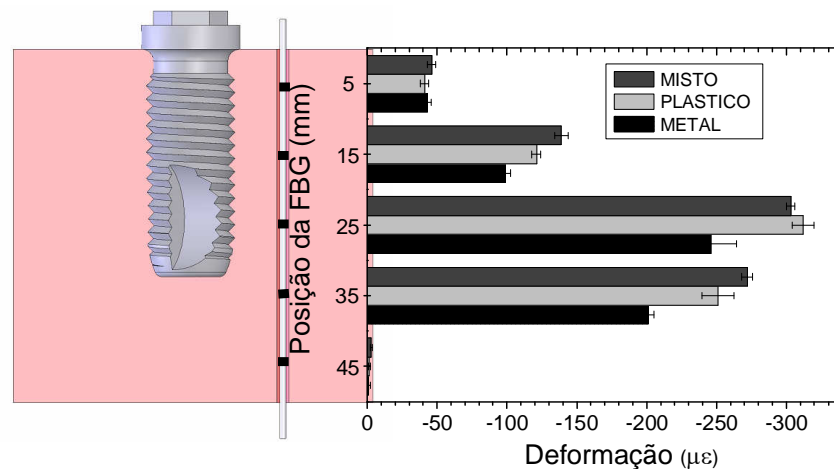


**Figura 5.24:** Variação da deformação para o implante de Plástico nas 5 FBG



**Figura 5.25:** Variação da deformação para o implante de aço nas 5 FBG

Os gráficos anteriores confirmam que o implante de aço foi aquele que evidenciou um melhor comportamento perante o impacto. Apresenta uma deformação máxima menor, assim como uma variação ao longo de toda a altura do implante mais uniforme, que se pode constatar pela uniformidade de distância entre as linhas da variação da deformação para cada caso. Já relativamente aos outros dois implantes, apesar do implante de plástico ter uma deformação máxima um pouco superior, tem uma variação da deformação ao longo de toda a altura, ligeiramente mais uniforme. Na Figura 5.26 pode ser analisada de forma simplificada a deformação máxima para cada sistema de implante e para cada FBG.



**Figura 5.26:** Comparação das deformações máximas dos diferentes implantes para cada FBG.

Distancia (mm)	Misto ( $\mu\epsilon$ )	Plástico ( $\mu\epsilon$ )	Metal ( $\mu\epsilon$ )
5	-46	-41	-45
15	-139	-121	-99
25	-303	-312	-249
35	-272	-251	-201
45	-3	-1	-1
<b>Desvio Padrão</b>	133	133	104

**Tabela 5.2:** Deformações máximas e desvio padrão da análise dinâmica experimental, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante

É de realçar que a deformação máxima ocorre sempre na mesma posição do sensor FBG. Dos resultados do ensaio dinâmico descrito neste ponto, não é notória uma clara evidência de vantagem evidente do novo conceito de implante. É visível que o implante de aço até apresenta uma variação de deformações algo inferior, como se pode atestar pelo desvio padrão, assim o comportamento do implante de aço é o melhor neste ensaio.

### 5.3 Estudo Numérico

Neste ponto serão explicitados os resultados da análise numérica. Os mesmos serão apresentados serão divididos em dois passos: Pré-processamento e Pós-processamento.

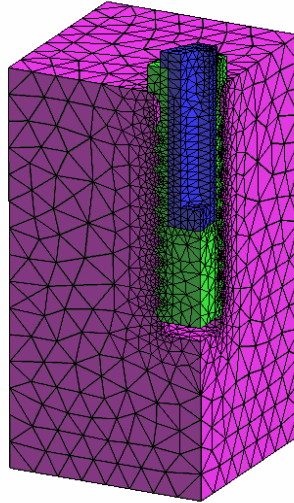
#### 5.3.1 Pré-processamento

Durante o pré-processamento foram testados diferentes tipos de geração de malha. A mesma foi otimizada de forma a fazer um refinamento nas zonas de ligação implante/osso, de forma a conseguir inserir malha nas formas da rosca. Foram utilizados elementos tetraédricos. Na tabela abaixo são explicitadas as características da malha gerada:

Propriedade	Valor
Nº de elementos tetraedricos	17088
Nº de nós	3892

**Tabela 5.3:** Características gerais da malha criada

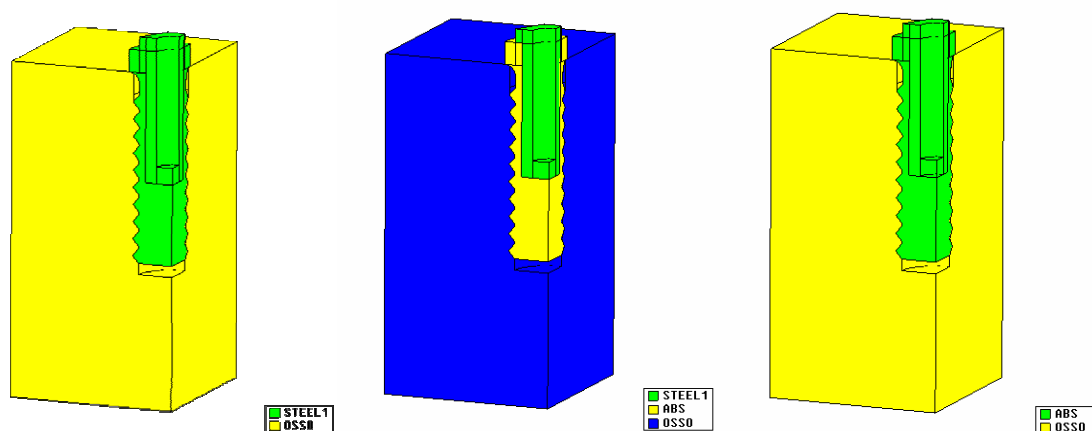
Na figura abaixo pode ser visto o aspecto final da malha obtida para a análise do sistema osso/implante:



**Figura 5.27:** Malha de elementos finitos criada

As condições de fronteira foram definidas de forma a replicar com a maior exactidão as condições inserção do implante na mandíbula. No ponto 4.4.1 pode ser visto o esquema de fixações do mesmo. Ao longo dos ensaios numéricos foram simuladas as 3 configurações de implante inseridas no osso e uma carga de 50 N.

Na figura abaixo podem ser vistos os três modelos ensaiados já com a especificação de material.

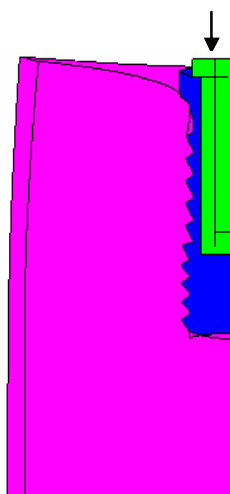


**Figura 5.28:** Definição das configurações simuladas (com os diferentes materiais do implante)

### 5.3.2 Pós-processamento

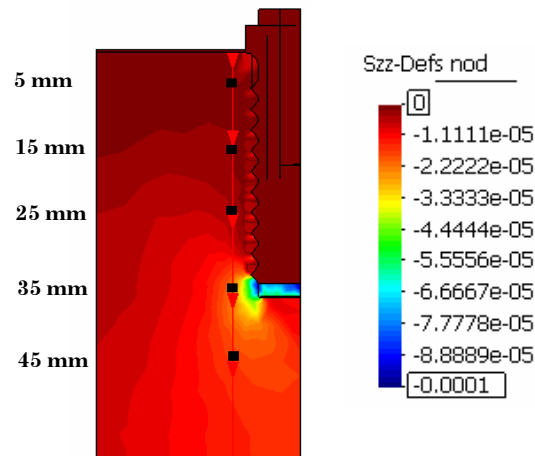
Depois de corrida a rotina de processamento escolhida para o cálculo das deformações segundo  $z$ , o GID é utilizado novamente, desta vez na sua componente de análise de resultados, a qual consegue aliar as enormes potencialidades, desde recursos de análise gráfica, passando por ferramentas de exportação de dados gráficos, com uma enorme facilidade de utilização, quando comparado com outras ferramentas disponíveis pelo mesmo custo, isto é gratuitamente.

Abaixo podem ser vistos os deslocamentos para uma carga de 50 N, no caso exemplificativo do implante misto.



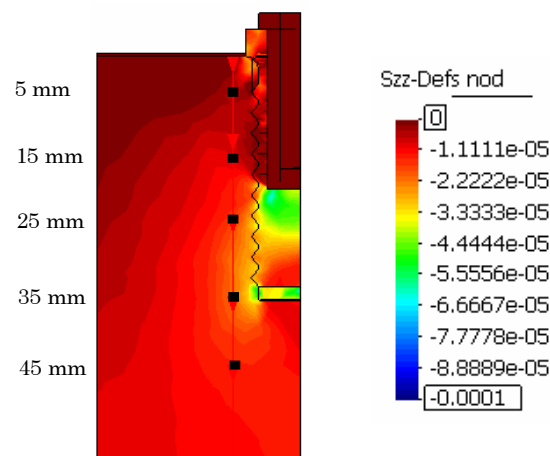
**Figura 5.29:** Definição das configurações simuladas (com os diferentes materiais do implante)

Para cada uma das configurações de implante foram processados os resultados. Nas Figura 5.30, Figura 5.31 e Figura 5.32 pode ser observada a distribuição de deformações para cada uma das configurações de implante.



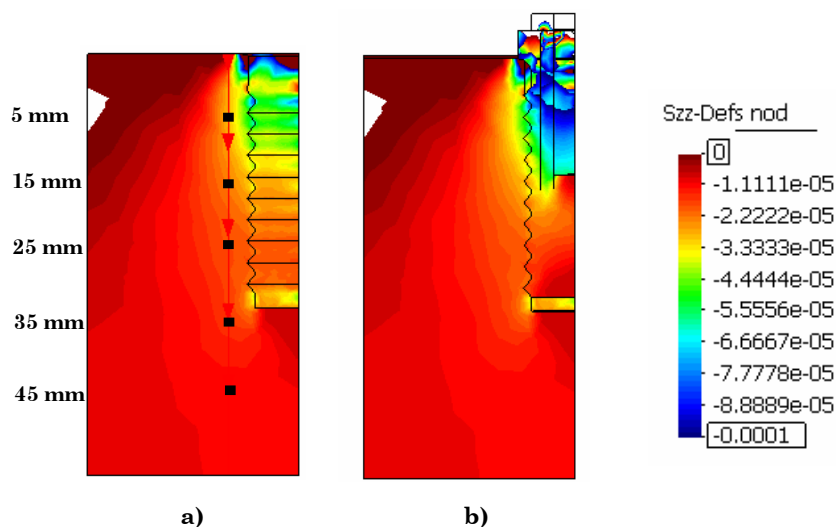
**Figura 5.30:** Campo de deformações para carga de 50 N em implante de aço inserido em bloco de osso.

Neste caso, as deformações no osso apresentam o seu máximo na zona final do implante, situação que também foi verificada durante os ensaios experimentais. Como seria de esperar, o implante não apresenta deformações, uma vez que tem um módulo de elasticidade muito superior ao do osso.



**Figura 5.31:** Campo de deformações para carga de 50 N em implante misto inserido em bloco de osso.

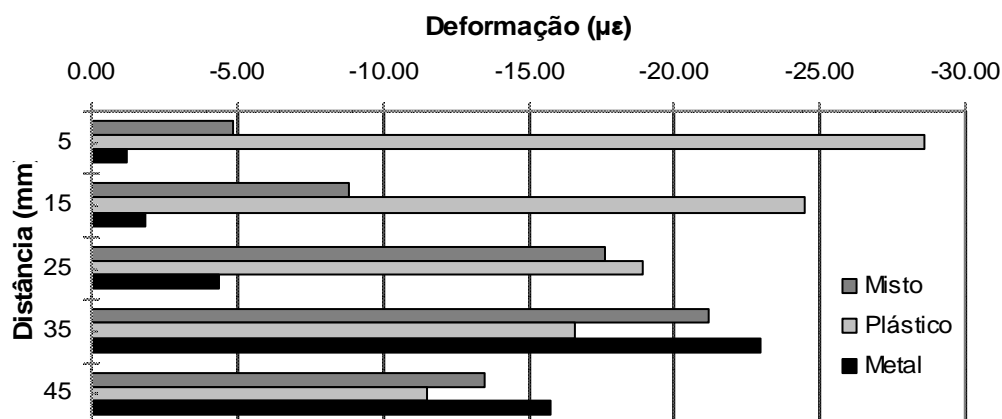
Para o implante misto já se verifica a existência no revestimento plástico, uma vez que este já apresenta uma deformação bastante significativa, segundo z, principalmente na base do inserto metálico. Também se observa uma deformação na zona da rosca, superior à existente para o implante de aço. A distribuição das deformações ao longo do bloco de osso é semelhante à do implante de aço, com a maior concentração da zona óssea, a ocorrer na ponta do implante.



**Figura 5.32:** Campo de deformações para carga de 50 N em implante plástico inserido em bloco de osso.  
**a)** Implante escondido **b)** Implante visível

Para esta última simulação, com implante de plástico, a variação da deformação é totalmente distinta das restantes configurações, apresentando o seu valor máximo logo no topo do implante, perto dos 5 mm. Nesta situação existe uma uniformidade da distribuição das deformações entre o bloco de osso e o implante, esta deve-se ao facto dos módulos de elasticidade dos dois materiais serem próximos. Apesar desta situação, a deformação máxima, assim como a variação da deformação ao longo da altura do bloco é mais desfavorável neste caso do que no implante de aço.

De forma a poder comparar mais objectivamente os 3 casos, foi definida uma linha vertical (segundo z) a 15 mm do centro do implante, onde foi medida a deformação nos 5 pontos utilizados na análise experimental. Nas figuras abaixo podem ser observados os gráficos da deformação ao longo da linha para cada modelo simulado.



**Figura 5.33:** Comparação da deformação máxima da análise numérica para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante.



Distancia (mm)	Misto ( $\mu\epsilon$ )	Plástico ( $\mu\epsilon$ )	Metal ( $\mu\epsilon$ )
5	-5	-29	-1
15	-9	-25	-2
25	-18	-19	-4
35	-21	-17	-23
45	-14	-12	-16
<b>Desvio Padrão</b>	7	7	10

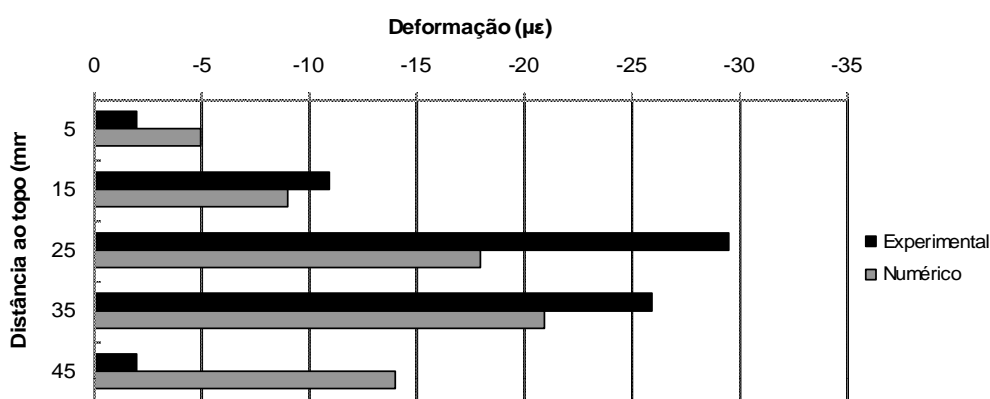
**Tabela 5.4:** Deformações máximas e desvio padrão entre as mesmas da análise numérica, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante

Após análise do gráfico da Figura 5.33 e da Tabela 5.4, concluí-se que o implante plástico é aquele que apresenta a deformação pontual mais elevada, no ponto a 5 mm do topo do implante, apesar desta situação, a variação da deformação ao longo da altura do bloco é mais uniforme do que o implante de aço, como se pode verificar pelo desvio padrão dos dados. O implante misto, apesar de ter uma deformação máxima ligeiramente superior à do aço, para o mesmo ponto, 35 mm, apresenta uma distribuição mais uniforme, ao mesmo nível de uniformidade que o plástico. Assim, da análise dos resultados numéricos pode concluir-se que a solução de implante misto (metálico e plástico) é a mais favorável do ponto de vista das deformações provocadas no osso circundante.

## 5.4 Comparação Experimental / Numérico

Uma vez que foi realizado um ensaio estático experimental para um implante misto inserido em bloco de osso, neste capítulo são comparados os resultados experimentais com os numéricos para este ensaio em concreto. Como não era âmbito do trabalho comparar os vários implantes para cargas estáticas, pelo método experimental, esta comparação só é realizada para o caso do implante misto.

Na Figura 5.34 pode ser observadas as deformações obtidas experimentalmente e as obtidas numericamente para um implante misto, sujeito a uma carga de 50N.



**Figura 5.34:** Comparação da deformação máxima da análise numérica com a análise experimental, ensaios estáticos, para o implante misto nos 5 pontos da análise experimental

Na Tabela 5.5 estão explicitadas as deformações máximas para ambos os casos comparados, assim como as diferenças percentuais para cada ponto de medição.

	5 mm	15 mm	25 mm	35 mm	45 mm
EXPERIMENTAL	-2	-11	-30	-26	-2
NUMÉRICO	-5	-9	-18	-21	-14
DIFERENÇA (%)	+250	-22	-63	-24	+700

**Tabela 5.5:** Deformações máximas e desvio padrão entre as mesmas da análise numérica, para os três implantes nos 5 pontos da análise experimental, numa linha a 15 mm do centro do implante

Conforme pode ser verificado, não existe uma concordância total das medidas, apresentando as mesmas em alguns casos (5 e 45 mm) variações bastante elevadas. Apesar disso, a distribuição das deformações ao longo do bloco de osso, tem alguma proximidade qualitativa. Estas variações existem devido às inúmeras variáveis impossíveis de controlar para um trabalho deste género, tais como:

- Homogeneidade do osso e suas propriedades
- Posição exacta das FBG no osso
- Aproximações no modelo de elementos finitos

Estes são apenas alguns exemplos das razões que podem levar a estas diferenças.



## Capítulo 6

# 6. Conclusões e propostas para trabalho futuro

### 6.1 Conclusões

Ao longo deste trabalho todos os diversos objectivos a que o mesmo se tinha proposto foram sendo atingidos. Alguns não com os resultados esperados, ou previstos, mas sempre permitindo dar um avanço no domínio da utilização das FBG para o tipo de aplicações a que nos propúnhamos, neste caso as aplicações biomecânicas.

Apesar de todos os contratemplos que foram surgindo, estes foram sendo resolvidos de uma forma engenhosa, com a ajuda de todos os que contribuíram para a concretização deste trabalho.

Um dos principais objectivos que este trabalho se propunha realizar, passava pela utilização de um novo e inovador tipo de sensor para uma aplicação onde este tipo de tecnologia ainda não era muito usada e, como tal, foi bastante conclusivo. Abaixo podem ser observadas as conclusões a este respeito:

- As FBG apesar de apresentarem diversas vantagens face a outros tipos de sensores, nomeadamente no que toca a possibilidade de colocação em locais inacessíveis a outras tecnologias de análise de deformações, demonstraram uma enorme fragilidade de manuseamento, para estas mesmas condições mais exigentes.
- O sistema de monitorização desenvolvido paralelamente a este trabalho, pelos colegas do departamento de Física, revelou-se muito funcional e preciso para a gama de deformações aplicável, tendo sido este trabalho uma forte motivação extra para o desenvolvimento desse sistema, estando agora disponível um conjunto de medição apto a qualquer outro tipo de trabalho na área da análise de deformações

Relativamente ao outro grande objectivo que este trabalho se propunha realizar, a comparação dos diferente conceitos de implantes, apesar dos resultados dos ensaios experimentais não terem demonstrado a vantagem dos novos conceitos de implante, para este estudo em particular, com macro-implantes e recorrendo a FBG como sensores, todo o trabalho experimental permitiu retirar algumas conclusões e resultados interessantes. Para além da comparação dos conceitos de implante, as diversas conclusões dos ensaios experimentais estão resumidas abaixo:

- Não existe uma evidência de uma transferência de carga mais suave por parte do implante polimérico, nem do implante misto, face ao modelo convencional em aço, até pelo contrário, nos ensaios experimentais o implante de aço teve um comportamento melhor.
- A utilização das FBG permite obter as deformações pontuais em locais inacessíveis por qualquer outra técnica de medição.
- A utilização de FBG para este tipo de aplicação revela-se bastante difícil devido à sua fragilidade, nomeadamente no processo de posicionamento/colagem.
- Foi desenvolvida uma nova técnica de colocação de redes FBG em orifícios, recorrendo a seringas hospitalares e agulhas poliméricas flexíveis.
- Após a análise dos resultados, verifica-se, como seria de prever, que durante ensaios longa duração, as propriedades do osso vão variando, devido à sua constante compressão.

Relativamente à análise numérica, ficou demonstrado que existe uma clara vantagem do novo conceito de implante misto, situação que está de acordo com os diversos estudos efectuados nesta área, mas não de acordo com os resultados dos ensaios dinâmicos. Embora como é claro, os ensaios não são directamente comparáveis, mas mesmo não sendo equivalentes, a tendência deveria ser a mesma.

Por último resta concluir que os resultados não foram os previsíveis inicialmente, onde seria de esperar uma vantagem dos implantes alternativos nos ensaios experimentais dinâmicos, esta conclusão só é válida para esta experiência, uma vez que num trabalho deste tipo com tantas variáveis a influenciar, é muito difícil assegurar repetibilidade nos ensaios, isto principalmente devido às propriedades intrínsecas do osso. Esta constatação foi verificada ao longo dos inúmeros ensaios intermédios, realizados para afinação de metodologia, mas que não foram reportados nesta dissertação.

## 6.2 Propostas para trabalho futuro

Ao longo do trabalho, como seria de esperar, inúmeras ideias foram surgindo. Num trabalho deste género a linha a seguir é muito ténue, mas essa característica faz parte dos trabalhos investigação, onde um dos objectivos principais é conseguir traçar um caminho inexistente.

Esse objectivo foi atingido, o caminho foi traçado, não se pode concluir que tenha sido o óptimo, mas foi um caminho. Claro está que no fim se conclui que outros caminhos e outros passos poderiam ter sido dados, assim algumas ideias de trabalho futuro surgiram, passando agora a ser enumeradas as que poderão ser consideradas mais promissoras:

- Efectuar uma análise experimental estática aos diferentes conceitos de implantes desenvolvidos para este trabalho
- Colocar redes de bragg transversalmente (segundo  $y$ ) de forma a poder verificar qual o campo de deformações existente segundo esta direcção.
- Fazer ensaios de forma a estimar a variação do módulo de elasticidade dos blocos de osso ao longo do tempo.



---

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Williams L P, Warwick R, Dyson M, Bannister L H, “Gray Anatomia”, 37ª edição, 1989, Guanabara Koogan
- [2] Carvalho, L., Pereira, J., Ramos, A. e Simões, J. A., “Sistema de implante dentário não convencional: um estudo preliminar”, Métodos Numéricos en Ingeniería, pp. 74 (in CD-ROM) Ingeniería V, J. M. Goicolea, C. Mota Soares, M. Pastor e G. Bugeda (Eds.), Sociedade Española de Métodos Numéricos en Ingeniería, 2002
- [3] Tillmann B, “Anatomia para Odontólogos”, 1998, Marban
- [4] Pina Esperança J A, “Anatomia humana dos órgãos”, 2004, LIDEL
- [5] Cowin S C, “Bone Mechanics Handbook”, 2ª edição, 2001, CRC Press
- [6] Cranin A N; “Atlas of oral implantology”, 2th edition, Mosby, 1999
- [7] [www.tpub.com/content/medical/14274/css](http://www.tpub.com/content/medical/14274/css)
- [8] Cook S, “A Biomechanical analysis of a porous rooted dental implant”, PhD Thesis, Tulane University, 1978
- [9] <http://www.nobelbiocare.com/>
- [10] Linkow L, “Evolution of the vent-plant osseointegrated compatible implant system”, Int. J. Oral & Maxillofacial Implants, 3, 2, 109-122, 1988
- [11] Reilly D T, Burstein A H, “The Mechanical Properties of cortical bone”, 1974, J Bone Jt Surg 56: 1001-1022
- [12] Evans F G, “Mechanical Properties of bone”, 1973, Thomas: Springfield
- [13] Körber K, “Zahnärztliche Prothetik”, 1995, 4ª Ed. Thieme, Stuttgart
- [14] Lucas P W, Luke D A, Voon F C T, Chew C L, Ow R “Food breakdown patterns produced by human subjects possessing artificial and natural teeth”, J Oral Rehabil 1986:205-214



- [15] Kraus K S, Jordan R E, Abrams L A, "Dental anatomy and occlusion", 1969, Williams and Wilkins: Baltimore, Md
- [16] Brunski, B, "Biomaterials and biomechanics in dental implant design", Int. J. Oral & Maxillofac. Implants 1988:85-97
- [17] Lindhe J, "Clinical Periodontology and implant dentistry", 4<sup>a</sup> Edition, Munksgaard
- [18] Carvalho L, Vaz M A, Simões J A, "Determination of strains due to impact loads on na implant cadaveric mandible. Acta of Bioengineering and Biomechanics 2003:801-802
- [19] Carvalho L, Pereira J A, Ramos A, Simões J A, "Sistema de implante dentário não convencional: um estudo numérico preliminar. In: Goicolea J M, editor. Métodos numéricos en ingenieria V - 2002. Espanha: Semni
- [20] Gaggl A, Schultes G, "Biomechanical properties in titanium implants with integrated manteinnce free schock absorbing elements" Biomaterials 2001:2061-6
- [21] Akpınar I, Anil N, Parnas L, "A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant" J Oral Rehabil 2000:538-45
- [22] Sheets C G, Earthman J C, "Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence and a hypothesis for the occurrence. Journal of Prosthetic Dentistry 1993:513-20
- [23] van Rossen I P, Braak L H, de Putter C, de Groot K, "Stress-absorbing elements in dental implants", J Prosthet Dent 1990:198-205
- [24] McGlumphy E A, Campagni W V, Peterson L J, "A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element", J Prosthet Dent 1989:586-93
- [25] Richter E J, Orschall B, Jovanovic S A, "Dental implant abutment resembling the two phase tooth mobility" J Biomech 1990:297-306
- [26] Richter E J, "Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry", J Prosthet Dent 1989 ;602-9

- [27] Horshaw S J, Brunski J B, "Mechanical testing of dental implants with and without intramobile elements", *Journal of dental research* 1988:314
- [28] Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G, "The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility", *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988:281-6
- [29] Brunski J B, "Biomechanics of oral implants: future research directions", *J Dent Educ* 1988:775-87
- [30] Kirsch A, "The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants", *J Oral implantol*
- [31] Hill K O, Fujii Y, Johnson D C, Kawasaki B S, "Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication" *Applied Physics Letters* 1978, vol. 32, 647-649
- [32] Othonos A, "Fibre Bragg Grating", *Rev. Scient. Instrum.* 1997, 4309-4341
- [33] Thongnum W, Takahashi N, "Temperature Stabilization of Fiber Bragg Grating Vibration Sensor", *Proc. 15th International Conference on Optical Fiber Sensor* 2002, 223-226
- [34] Cheng L K, Oostdijk B W, "High-speed structural monitoring using fiber Bragg grating sensor system", *Proc. 15th International Conference on Optical Fiber Sensor – 2002*, 215-218
- [35] Hedi Bellil, Mustafa A G, Abushagur, "Heterodyne detection for fiber Bragg grating sensors" *Optics and Laser Technology* 2000, 297-300
- [36] Cardoso da Silva J C, "Monitoração de vibrações de estruturas com o emprego de sensores em fibra ótica", *Tese de doutoramento*, 2005, Centro Federal de educação tecnológica do Paraná
- [37] Othonos A, Kalli K, "Fibre Bragg Grating: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing", London, Artech House, 1999
- [38] Erdogan T, "Fiber grating spectra", *Journal of Lightwave Technology* - 1997, vol. 15, 1277-1294

- [39] Carvalho L, 2006, “Estudo numérico e experimental do sistema biomecânico osso-implante dentário”, Tese de Doutorado
- [40] Lam D K W, Garside, B K, Applied Optics, vol. 20, p. 440-456, 1981
- [41] Shenoy M R, Thyagarajan K, Priye V, Madhavan N S, “ Estimation of the characteristic parameters of fiber Bragg gratings from spectral measurements” Proceedings SPIE, vol 3666, p. 94-99, 1999
- [42] Kersey, A D, Davis M A, Patrick H J, LeBlanc M, Koo K P, Askins C G, Putnan M A, Friebele E J, “Fiber Grating Sensor”, Journal of Lightwave Technology, vol.15, p.1442-1462, 1997
- [43] Meltz G, Morey W W, Glenn W H, “Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method”, Optics Letters, vol.14 p.823-825, 1989
- [44] Hill K O, Malo B, Bilobeau F, Johnson D C, “Bragg gratings fabricated in monomode photosensitive optical fiber by UV exposure through a phase mask”, Applied Physics Letters, vol. 62, p. 1035-1037, 1993
- [45] Kashyap P R, “Fiber Bragg Grating”, San Diego, Academic Press, 1999
- [46] Martelli C, Silva J C C, Novaes P J D, Kalinowski H J, “Sistema de leitura de redes de Bragg para medidas estáticas e dinâmicas”, Revista de Física Aplicada e Instrumentação, 2004d, 17, 22-29, 2004.
- [47] Melle S M, Liu K, “A Passive Wavelength Demodulation System for Guided-Wave Bragg Gratings Sensors”, IEEE Photonics Letters, 4, 516-518, 1992.
- [48] Talaia P M A, Filipe M F, “Modelação e Fabrico de Protótipo de um Isqueiro de Cozinha”, trabalho da disciplina de Concepção e Fabrico Assistido por Computador, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica, 2001
- [49] Alves F J L, Braga F J S, Simão M S, Neto R J L, “Prototipagem Rápida. (Protoclick)”, 2001
- [50] Ashley S, "Rapid Prototyping For Artificial Body Parts", Mechanical Engineering, 1993

- [51] McGurk M, Aimis A A, Potamianos P, Goodger N M, "Rapid Prototyping Techniques For Anatomical Modelling In Medicine", Ann. Royal Coll. Surgery Engl, 1997
- [52] Kai C C, Jacob G G K, Mei T, "Interface Between CAD and Rapid Prototyping Systems. Part 1: A study of Existing Interfaces", International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 1997
- [53] Manual de vacuum Casting – Um guia para novos utilizadores, Distrim Sistemas Prototipagem rápida – Protoclick, Leça do Balio, Portugal
- [54] GID – The personal pre and post processor, <http://gid.cimne.upc.es/index.html>
- [55] Oliveira J A. Modelação Micromecânica do Comportamento de Materiais Compósitos de Matriz de Alumínio, Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal, 2006
- [56] Morgan, M. Jane, 1991 “Analysis of stress in a dental implant”, Master Dissertation
- [57] Morgan, M. Jane, 1997 “Structural analysis of an osseointegrated dental implant system”, Phd Thesis
- [58] GRIDS – Grupo de Investigação e Desenvolvimento de Software de Simulação - <http://www2.mec.ua.pt/grids/staff.htm>
- [59] Schiller M W, Abe I, Carvalho P, Lopes P, Carvalho L, Nogueira R N, Pinto J L, Simões, J. A., “On the Use of FBG Sensors to Assess the Performance of a Dental Implant System”, 2006, Optical Society of America

## Anexos

Dispositivo de ensaios

Inserto metálico

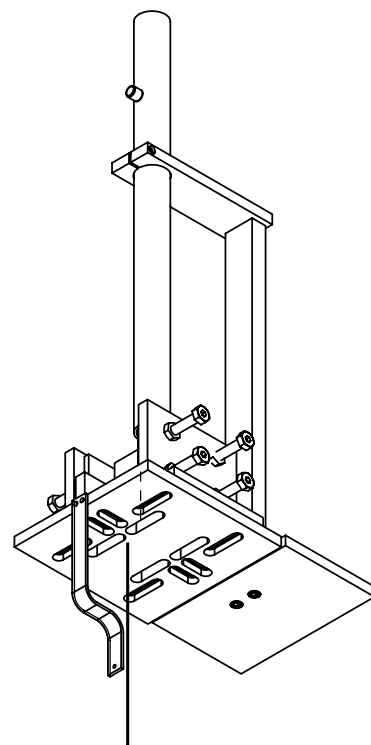
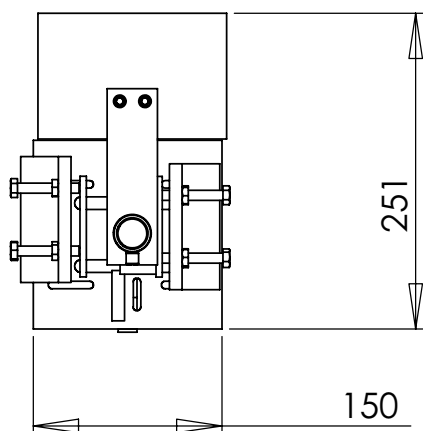
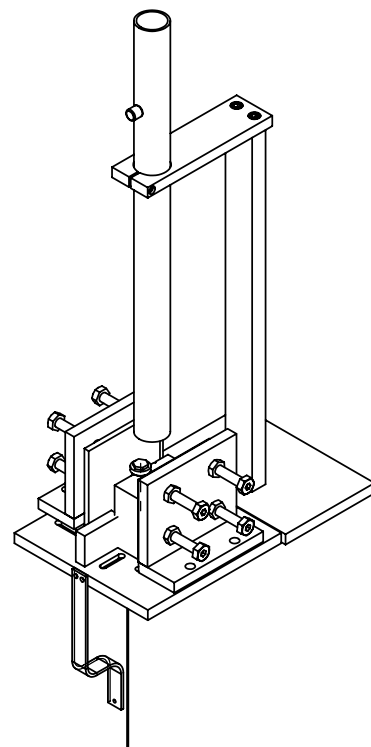
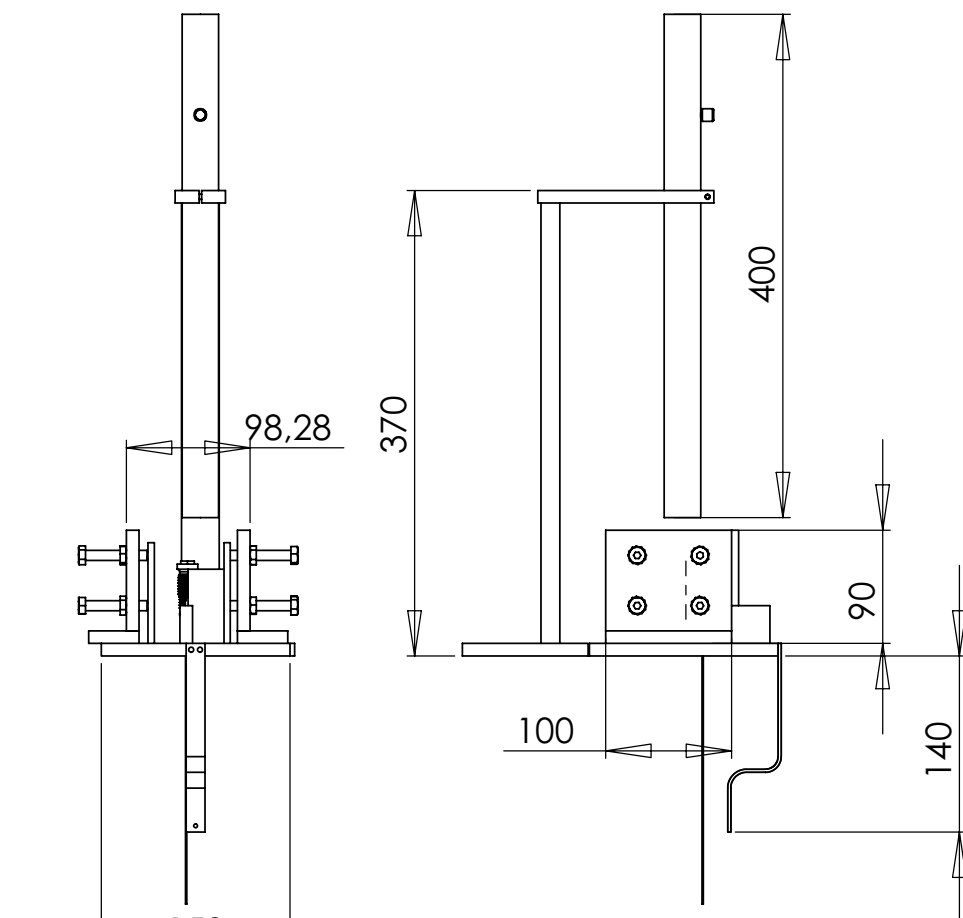
Implante convencional

Implante misto

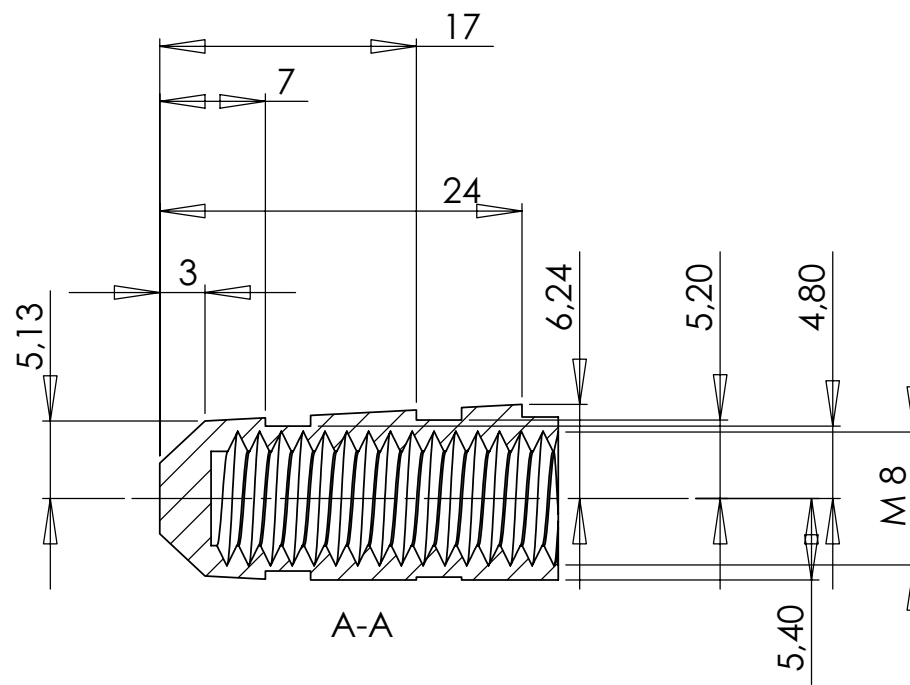
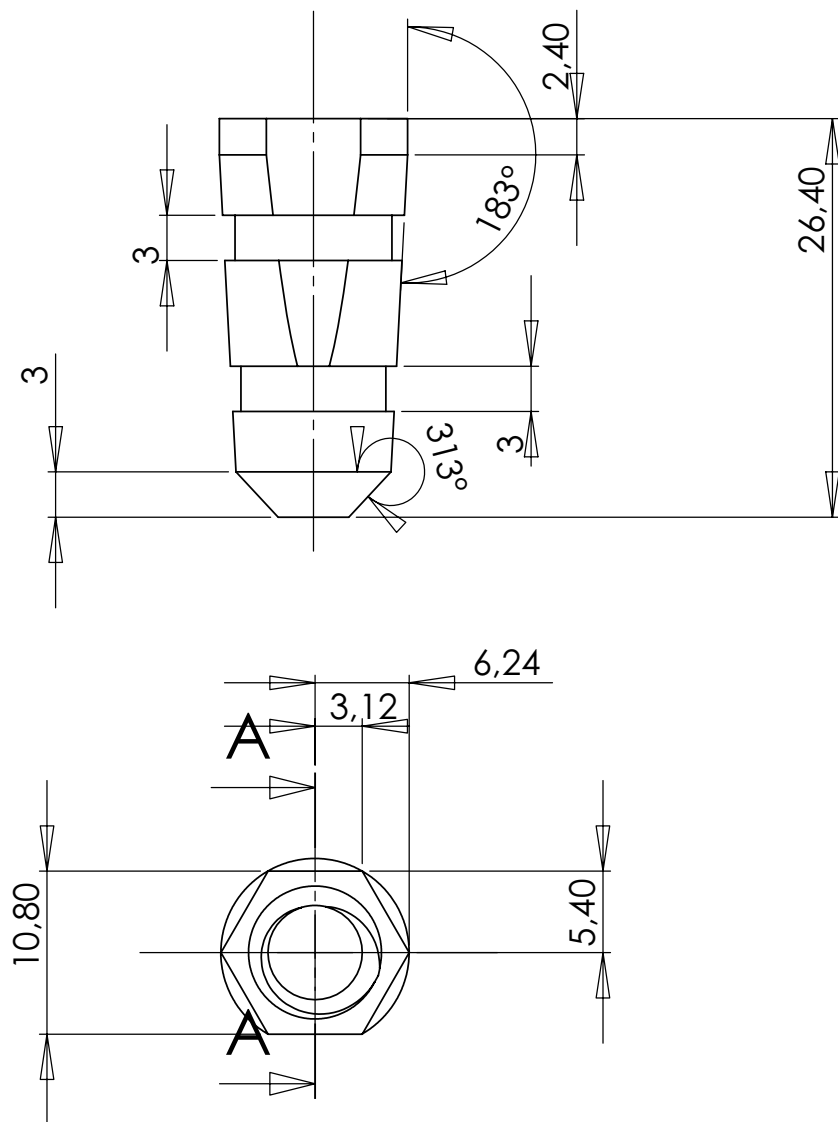
Macho e do posicionador do bloco de silicone

Programa Matlab para análise de dados

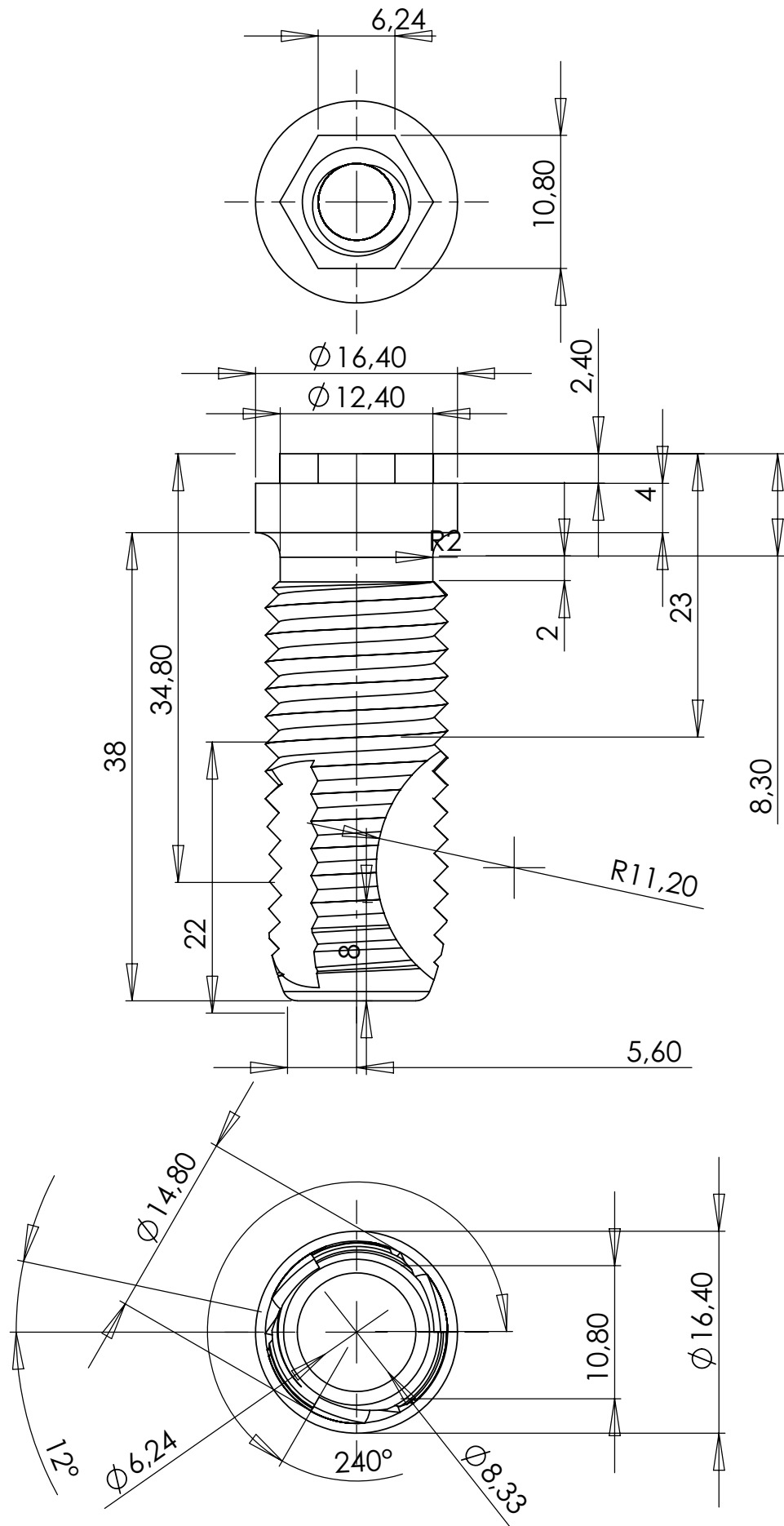
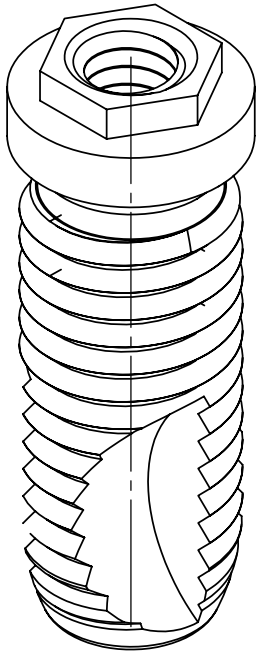
# Dispositivo de ensaios fabricado



# Inserto Metálico para o implante misto

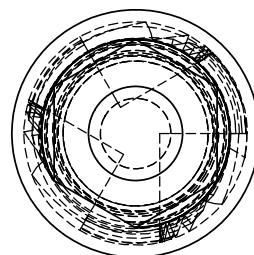
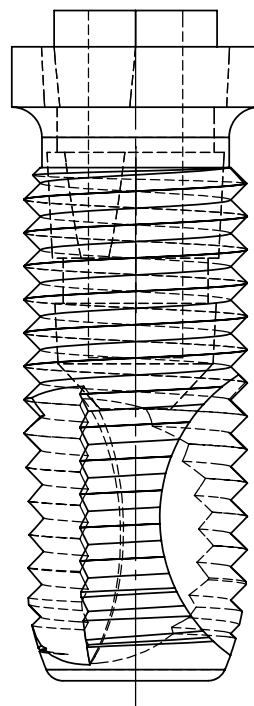
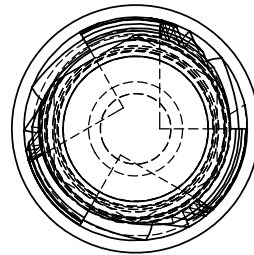
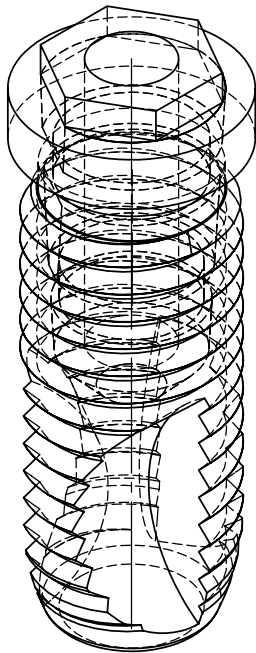


# Implante Convencional



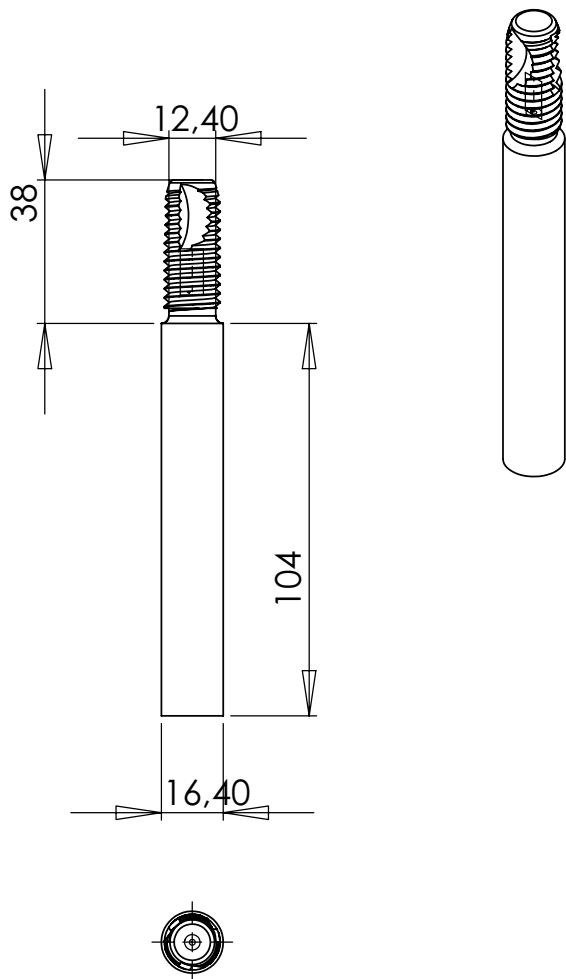


# Implante Misto

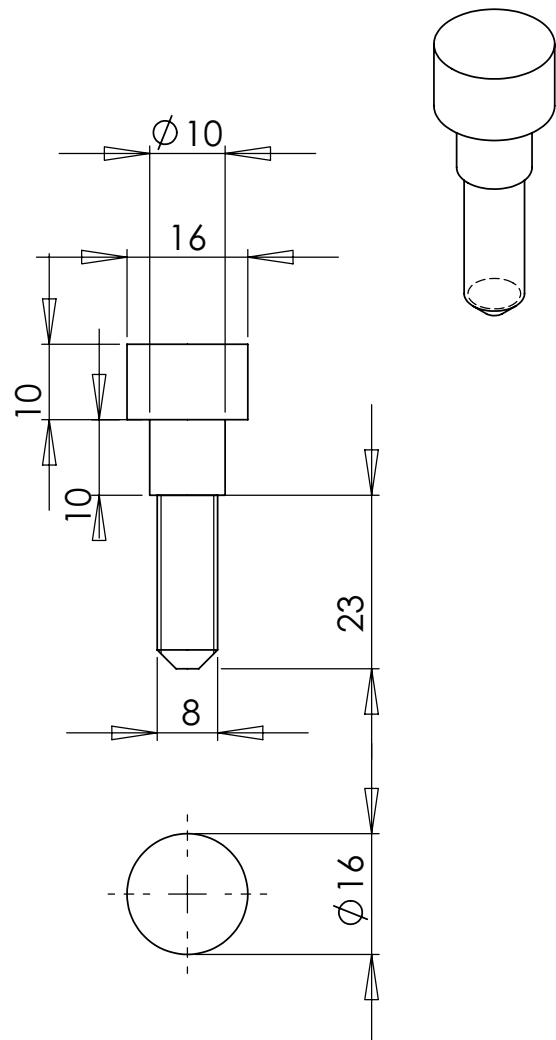


# Peças fabricadas para realização do molde e bloco de silicone

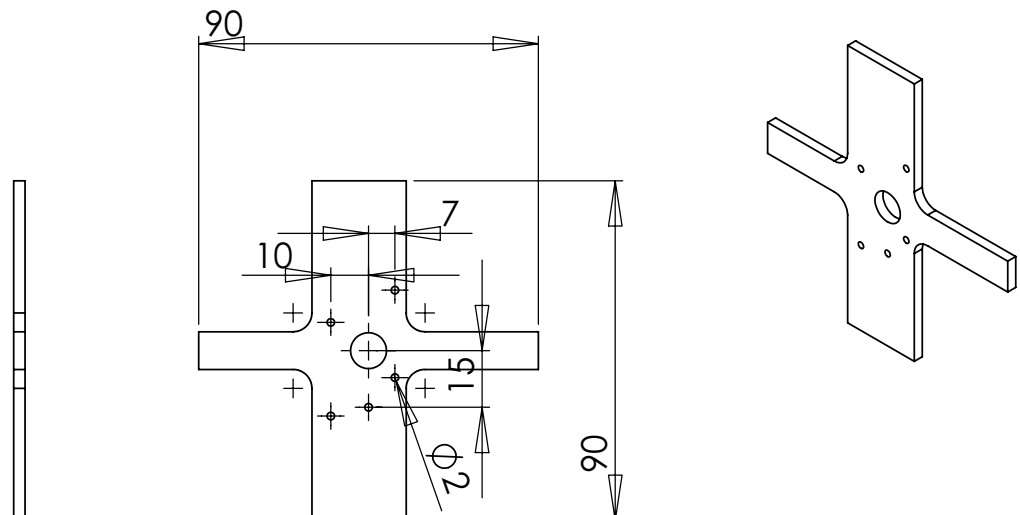
**Macho de rosca de implante  
para bloco de silicone**



**Macho para molde de fabrico  
dos implantes**



**Posicionador dos furos para FBG  
no bloco de silicone**



# Programa Matlab para análise de dados

**Rotina central** - analise\_dinamica\_5\_fbg.m

**Função:** Definir as variáveis de truncamento de dados e ganhos, correr rotinas de leitura, correr rotinas de cálculo, correr rotinas de criação de gráficos

```
%correr sub-programas
%Constantes
close all
clear all
ganho_FP=100
ganho_FM=100
antes_Br=75
depois_Br=200
antes=75
depois=200

AqFBG_A_5
AqFBG_A_15
AqFBG_A_25
AqFBG_A_35
AqFBG_A_45
AqFBG_AP_5
AqFBG_AP_15
AqFBG_AP_25
AqFBG_AP_35
AqFBG_AP_45
AqFBG_P_5
AqFBG_P_18
AqFBG_P_28
AqFBG_P_38
AqFBG_P_48
graficos_comp_implante_5_fbg
```

**Carregar leituras** - AqFBG\_A\_5 (exemplificativo)

**Função:** Ler os dados das 5 repetições de cada ensaio e preparar as matrizes, truncamento, média para fazer as matrizes de análise

```
%rede a 5 mm

[max_deformacao,index_max_deformacao]=min(AqFBG_A_5_1(:,2))%o maximo
da deformacao e o minimo do vector pq e negativa(compressao)
limite_inferior=index_max_deformacao-antes_Br
limite_superior=index_max_deformacao+depois_Br
AqFBG_A_5_1=AqFBG_A_5_1((limite_inferior:limite_superior),2)*ganho_FM

[max_deformacao,index_max_deformacao]=min(AqFBG_A_5_2(:,2))%o maximo
da deformacao e o minimo do vector pq e negativa(compressao)
limite_inferior=index_max_deformacao-antes_Br
limite_superior=index_max_deformacao+depois_Br
AqFBG_A_5_2=AqFBG_A_5_2((limite_inferior:limite_superior),2)*ganho_FM

[max_deformacao,index_max_deformacao]=min(AqFBG_A_5_3(:,2))%o maximo
da deformacao e o minimo do vector pq e negativa(compressao)
```

```

limite_inferior=index_max_deformacao-antes_Br
limite_superior=index_max_deformacao+depois_Br
AqFBG_A_5_3=AqFBG_A_5_3((limite_inferior:limite_superior),2)*ganho_FM

[max_deformacao,index_max_deformacao]=min(AqFBG_A_5_4(:,2))%o maximo
da deformacao e o minimo do vector pq e negativa(compressao)
limite_inferior=index_max_deformacao-antes_Br
limite_superior=index_max_deformacao+depois_Br
AqFBG_A_5_4=AqFBG_A_5_4((limite_inferior:limite_superior),2)*ganho_FM

[max_deformacao,index_max_deformacao]=min(AqFBG_A_8_5(:,2))%o maximo
da deformacao e o minimo do vector pq e negativa(compressao)
limite_inferior=index_max_deformacao-antes_Br
limite_superior=index_max_deformacao+depois_Br
AqFBG_A_5_5=AqFBG_A_5_5((limite_inferior:limite_superior),2)*ganho_FM

dados_deformacao_AqFBG_A_5_media=((AqFBG_A_5_1+AqFBG_A_5_2+AqFBG_A_5_3
+AqFBG_A_5_4+AqFBG_A_5_5)/5)

%gerar vector dos tempos

tamanho_vector=length(AqFBG_A_5_1)
frequencia=15000

for i=1:tamanho_vector
    A_Br(i)=(i-1)/frequencia
end

B_Br=transpose(A_Br)

figure
%grafico dos ensaios todos

subplot(2,1,1);plot
(B_Br,AqFBG_A_5_1,'b',B_Br,AqFBG_A_5_2,'b',B_Br,AqFBG_A_5_3,'b',B_Br,A
qFBG_A_5_4,'b',B_Br,AqFBG_A_5_5,'b')
title('Comparativo ensaios com rede a 8 mm da base do bloco com
implante de aço')
%grafico comparativo das medias

subplot(2,1,2);plot(B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_8_media,'b+')

title('Comparativo ensaios com rede a 5 mm da base do bloco com
implante de aço - media')
%dados_filtrados=bessel(dados_deformacao_aco_repetibilidade_media(:),2
)
%plot (dados_filtrados,'r*')
xlabel ('Tempo (s)')
ylabel ('Deformação (uE)')

```

### **Carregar leituras - graficos\_comp\_implante\_5\_fbg (exemplificativo)**

**Função:** Desenhar os diferentes gráficos comparativos. Foram efectuadas diversas rotinas deste género

```

close all
%Comparação Varias Situações

figure

```

```

plot(B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_48_media,'b+',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_38_media,'bd',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_28_media,'b*',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_18_media,'bo',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_A_8_media,'b<')
legend('FBG 5mm','FBG 15mm','FBG 25mm','FBG 35mm','FBG 45mm',0)
title('Deformação implante aço - 5 FBG')
xlabel ('Tempo (s)')
ylabel ('Deformação (uE)')
axis([0 0.018 -350 50])
grid on

```

figure

```

plot(B_Br,dados_deformacao_AqFBG_P_48_media,'g+',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_P_38_media,'gd',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_P_28_media,'g*',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_P_18_media,'go',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_P_8_media,'g<')
legend('FBG 5mm','FBG 15mm','FBG 25mm','FBG 35mm','FBG 45mm',0)
title('Deformação implante Plastico - 5 FBG')
xlabel ('Tempo (s)')
ylabel ('Deformação (uE)')
axis([0 0.018 -350 50])
grid on

```

figure

```

plot(B_Br,dados_deformacao_AqFBG_AP_48_media,'r+',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_AP_38_media,'rd',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_AP_28_media,'r*',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_AP_18_media,'ro',B_Br,dados_deformacao_AqFBG_AP_8_media,'r<')
legend('FBG 5mm','FBG 15mm','FBG 25mm','FBG 35mm','FBG 45mm',0)
title('Deformação implante Misto - 5 FBG')
xlabel ('Tempo (s)')
ylabel ('Deformação (uE)')
axis([0 0.018 -350 50])
grid on

```